DIE AUSWIRKUNG VON AXIALER MEHRBELASTUNG AUF DEN RÖHRENKNOCHEN

Eine experimentelle Studie über die Beeinflussung
der morphologischen und mechanischen Eigenschaften
dargestellt am Beispiel des Hunderadius

von

Michael Frontzeck und Achim Kablitz

Düsseldorf 1982

UNIV.
LEIDEN
NED.

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. K.-P. Schulitz

DIE AUSWIRKUNG VON AXIALER MEHRBELASTUNG AUF DEN RÖHRENKNOCHEN

Eine experimentelle Studie über die Beeinflußung
der morphologischen und mechanischen Eigenschaften
dargestellt am Beispiel des Hunderadius

DISSERTATION

verfasst und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Universität Düsseldorf
zur Erlangung des Grades eines

DOKTORS DER MEDIZIN

vorgelegt von

Michael Frontzeck und Achim Kablitz

Düsseldorf 1982

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof.Dr.G.Arnold

Referent

gez.: Prof.Dr.K.-P.Schulitz

Korrefernt

gez.: Prof.Dr.B.Ulrich

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41538105_0012

I N H A L T

Gliederung		Seite
1.	EINLEITUNG	1
1.1.	Allgemeine Einleitung	1
1.2.	Fragestellung der Arbeit	2
2.	PROBLEMDARSTELLUNG	3
2.1.	Darstellung des Problems in der bisher vorhandenen Literatur	3
2.2.	Ergebnisse der bisherigen Forschung	7
3.	EIGENE UNTERSUCHUNGEN	15
3.1.	Material	15
3.2.	Methode	16
3.2.1.	Operation	18
3.2.2.	Postoperative Belastung	19
3.2.3.	In-vivo-Messungen mittels DMS	21
3.2.4.	Röntgenuntersuchung	27
3.2.5.	Szintigrafie	27
3.2.6.	Isolierung der Radii	30
3.2.7.	Computertomographische Untersuchungen	31
3.2.8.	Digitalisierung und Computerauswertung der Knochenquerschnitte	32
3.2.9.	Festigkeitsuntersuchung zur Prüfung der mechanischen Eigenschaften der Knochen	39

Gliederung Seite

4.	ERGEBNISSE	45
4.1.	In-vivo-Messungen mittels DMS	45
4.2.	Röntgenuntersuchung	47
4.3.	Szintigrafische Untersuchung	48
4.4.	Computertomographische Untersuchung	52
4.4.1.	Fläche des Knochenringes	52
4.4.2.	Fläche des Markraumes	56
4.4.3.	Dichtebestimmungen	60
4.5.	Auswertung der durch Computer ermittelten Kennwerte der Knochen	69
4.5.1.	Hauptträgheitsmomente und Fläche der Knochenringe	69
4.5.2.	Spannungskurven	76
4.6.	Ergebnisse der mechanischen Prüfung	87
4.6.1.	Bruchtest	87
4.6.2.	Wöhlerkurve	93
5.	DISKUSSION	98
6.	ZUSAMMENFASSUNG	103
7.	LITERATURVERZEICHNIS	108
	DANK	115
	LEBENSLÄUFE	116

1. EINLEITUNG

1.1. Allgemeine Einleitung

Es ist seit mehr als einem Jahrhundert allgemein bekannt und durch zahlreiche Untersuchungen verschiedener Autoren nachgewiesen, daß mechanische Beanspruchung einen Einfluß auf die Struktur eines Knochens zeigt (GEISER und TRUETA 1958, WOLFF 1892). In den vergangenen Jahren wurde in einer großen Anzahl von Veröffentlichungen die Auswirkung der Immobilität auf den Knochen beschrieben (ALLISON und BROOKS 1921, GILLESPIE 1954, ENGSTRÖM und AMPRINO 1950, LANDRY und FLEISCH 1964). Eine Reduktion des gewöhnlichen mechanischen Reizes, zum Beispiel im Falle einer Lähmung, führt zu einem Verlust der Knochenmasse, bedingt durch eine Ausdünnung der Kortikalis und einem Anstieg der Porosität. Eine Untersuchung von STEINBERG und TRUETA (1981) an Ratten ergab, daß immobilisierter Knochen eine Abnahme der Röntgendichte aufweist. Bei der Untersuchung des Femurs der Ratten wurde von den beiden Autoren weiterhin eine leichte Abnahme der Vaskularisierung im Bereich des Femurkopfes und des Schenkelhalses, eine Abnahme der Knochenmasse sowie eine Zunahme der Porosität beschrieben.

Anhand von Untersuchungen bei Raumfahrern konnte festgestellt werden, daß ein vollständiges Fehlen von physiologisch - mechanischer Beanspruchung des Knochenskeletts bei Aufenthalt im Zustand der Schwerelosigkeit schon innerhalb weniger Tage zu einem deutlichen Knochenabbau führt (MACK et al. 1967).

Im Gegensatz zur Reduktion führt eine Zunahme des mechanischen Reizes zu einer Knochenanlagerung der Kortikalis. Dies zeigen eine Reihe von Veröffentlichungen, die sich mit der Auswirkung von mechanischer Mehrbelastung auf den Knochen unter verschiedenen Aspekten befassen (JONES et al. 1977, SAVILLE und SMITH 1966, SAVILLE und WHYTE 1969, SMITH und SAVILLE 1966).

1.2. Fragestellung der Arbeit

Die Absicht der im folgenden beschriebenen Untersuchungen war es, die Auswirkungen von axialer Mehrbelastung auf die morphologischen und mechanischen Eigenschaften von Röhrenknochen in einer Reihe verschiedenartiger Untersuchungen exact zu bestimmen und im direkten Vergleich zu normalbelastetem Knochen eventuelle Unterschiede festzustellen. Da die Veränderung des Knochens unter erzwungener Mehrbelastung in Form der Zunahme der

Kortikalis eine gesicherte Erkenntnis war, galt die Untersuchung der Frage, ob es Prädilektionsstellen für die Anlagerung an die Kortikalis gibt - im Dia- oder Metaphysenbereich, konkav- oder konvexseitig - , ob Festigkeit und Dichte des Knochens sich verändern und inwieweit morphologische Strukturveränderungen mit Veränderungen im mechanischen Verhalten korrelieren. Diese Arbeit möchte die ersten Ergebnisse dieser umfangreichen Versuchsreihen wiedergeben und die Auswirkung der axialen Mehrbelastung an ausgewählten Beispielen darstellen.

2. PROBLEMDARSTELLUNG

2.1. Darstellung des Problems in der bisher vorhandenen Literatur

Bis auf die Studie von LANYON et al. (1975), in der belastungsabhängie Auswirkungen auf den Knochen mittels in-vivo-Messungen an der menschlichen Tibia untersucht wurden, beziehen sich die in der bisher veröffentlichten Literatur dargestellten Untersuchungen auf tierexperimentelle Studien. Zur Erzielung von Mehrbelastung einer oder mehrerer Extremitäten wurden zwei unterschiedliche Methoden angewandt:

1. Durch Teilresektion eines von zwei paarig angelegten Knochen (Radius oder Ulna bzw. Tibia oder Fibula) wurde der jeweils andere Knochen bei der postoperativen Belastung dadurch stärker beansprucht (CHAMAY und TSCHANTZ 1972, MÜLLER 1922).

2. Bei den meisten Autoren wurde eine Gruppe von Tieren einem forcierten Training unter standartisierten Bedingungen ausgesetzt, zum Beispiel durch tägliches Laufen der Tiere in einem Laufrad (STEINBERG und TRUETA 1981). Als Kontrollgruppe diente eine Anzahl von Tieren, die sich ohne äußere Beeinflussung normal bewegten. Bei diesen Untersuchungen waren die vergleichend zu untersuchenden Knochen stets von verschiedenen Tieren, was den Nachteil hat, daß physiologische Normvarianten als geringe Fehler in die Untersuchungsergebnisse eingehen.

Bei unserer Untersuchung haben wir uns der ersteren Methode bedient und ausschließlich die beiden Knochen eines Tieres miteinander verglichen, wobei einer von paarig angelegten Knochen - in unserem Falle der Radius - durch Teilresektion des anderen mehrbelastet wurde. Auf diese Weise konnten wir Fehlerquellen aufgrund von physiologischen Unterschieden im

Knochenbau und Knochenlänge ausschließen. Es konnte in Tierversuchen an Ratten gezeigt werden, daß die Dichte sowohl des Femurs als auch der Tibia in linearer Funktion vom Körpergewicht abhängt (SAVILLE und LIEBER 1965). Unsere durchgeführten Messungen, zum Beispiel der Dichte des Radius, waren durch diese tierspezifischen Faktoren nicht beeinflußt. Ebenso konnte bei dieser Art des Vorgehens auf eine standartisierte Mehrbelastung der Tiere verzichtet werden. Bei der vergleichenden Untersuchung des rechten und linken Radius jedes Tieres war grundsätzlich gewährleistet, daß beide Knochen einer identischen Art und Dauer der Belastung ausgesetzt waren, unabhängig vom Ausmaß der Belastung.

Was die mechanischen Eigenschaften des Knochens betrifft, so waren die bisherigen Untersuchungen weniger exact als die von uns durchgeführten. Bei der Prüfung des mechanischen Verhaltens eines Knochens durch Dauer- oder Kurzzeitbelastung wird der uneinheitlichen Form des Knochens in der bisherigen Literatur keine Rechnung getragen. Eine mechanische Prüfung des Knochens mit Hilfe von Prüfmaschinen setzt aber zur Reproduktion vergleichbarer Ergebnisse eine identische Einspannung des Knochens in die

Prüfmaschine voraus, was bei der asymmetrischen Form eines Knochens einige Schwierigkeiten bereitet.

Die in der vorliegenden Untersuchung ermittelten Ergebnisse sind ausschließlich Resultate von in-vitro-Messungen der Knochenstruktur und -eigenschaften. Der Versuch, in Anlehnung an frühere Untersuchungen (BRENNWALD und PERREN 1974, GOODSHIP et al. 1979, LANYON und GOODSHIP 1975, LANYON 1969, TURNER et al. 1975) in-vivo-Messungen mittels Dehnungsmeßstreifen durchzuführen, scheiterte trotz zum Teil exact nachvollzogener Versuchsbedingungen und der von den Autoren angegebenen Technik.

Der Unterschied der vorliegenden Arbeit im Vergleich zu den meisten vorangegangenen Untersuchungen mit gleicher oder ähnlicher Fragestellung liegt unter anderem darin, daß physiologische Belastung und erzwungene Mehrbelastung am gleichen Tier untersucht wurde. Damit konnten Unterschiede durch physiologische Normvarianten zwischen den einzelnen Tieren ausgeschlossen werden. Weiterhin wurden die Untersuchungen, insbesondere die Prüfung der mechanischen Eigenschaften, mit exacteren Methoden als bisher durchgeführt.

2.2. Ergebnisse der bisherigen Forschung

Strukturveränderungen des Knochens nach Änderung der Belastung sind aus der klinischen Praxis hinlänglich bekannt - als Beispiel sei hier nur der Umbau der inneren Struktur des proximalen Femurendes nach Arthrodese des Hüftgelenkes genannt.

Die grundsätzlichen Aspekte des belastungsabhängigen Strukturumbaus sind bei WOLFF (1892) sowie bei PAUWELS (1965) beschrieben. Die Frage nach den Zusammenhängen zwischen Knochenform und der mechanischen Belastung des Knochens wurde 1892 von WOLFF mit seinem Gesetz über die Transformation des Knochens beantwortet. Danach bewirkt jede Änderung der Belastung des Knochens eine Änderung seiner inneren Struktur und damit auch eine Umwandlung der äußeren Knochenform.

Den ersten Beweis für die Auswirkung von mechanischem Stress auf den lebenden Knochen erbrachte MÜLLER 1922. Er resezierte bei Hunden ein Segment der Diaphyse des Radius und ließ die Tiere anschließend die operierte Extremität normal belasten. Das Ergebnis war eine Überlastung der Ulna, die zu einer Ermüdungsfraktur führte.

CURREY untersuchte 1962 die mechanischen Eigenschaften von Knochen und deutete sie als Funktion ihrer inhomogenen und diskontinuierlichen Struktur. Er zeigte, daß die multiplen Unregelmäßigkeiten in der inneren Struktur eines Knochens wie Lakunen, Blutgefäßkanäle und Haversche Kanäle Schwachpunkte des Knochens sind, an denen sich von außen auf den Knochen einwirkender mechanischer Stress besonders ungünstig auswirkt. Sie verringern die Widerstandsfähigkeit des Knochens, insbesondere den Dehnungswiderstand. Weiterhin beschreibt CURREY, daß Fissuren und intrakortikale Mikrofrakturen, die während einer außergewöhnlich starken Beanspruchung auftreten können, an den genannten Lakunen zum Stehen kommen. Diese Resultate werden durch die Ergebnisse von EVANS und BANG (1967) bestätigt, die Unterschiede und Zusammenhänge zwischen den physikalischen Eigenschaften und der mikroskopischen Struktur an menschlichen Femura, Tibiae und Fibulae untersuchten. Sie kamen zu dem Ergebnis, daß die Osteone die Zugfestigkeit des Knochen reduzieren, während die Zugfestigkeit durch die interstitiellen Lamellen erhöht wird.

Untersuchungen über die Auswirkung von mechanischer Mehrbelastung auf den Knochen wurden hinsichtlich des Mineralstoffgehaltes, der Knochenstruktur und der

mechanischen Eigenschaften durchgeführt. Röntgenspektrophotometrische Untersuchungen von DALEN und OLSSON (1974) ergaben eine 20%ige Zunahme des Mineralgehaltes der Knochen bei Querfeldeinläufern. KIISKINEN und HEIKKINEN (1978) untersuchten die biochemische Zusammensetzung des Knochens. Als Ergebnis nach Belastung fanden sie keinen Unterschied in der Konzentration von Nukleinsäuren und Hydroxyprolinen, aber eine signifikante Erhöhung der Konzentration von Hexosamin-Hydroxyprolin.

CHVAPIL et al. (1973) konnten zeigen, daß die Kollagenkonzentration im Femur von erwachsenen Ratten unter Mehrbelastung anstieg, obwohl keine Auswirkungen auf den Calciumgehalt gefunden wurden. Bei wachsenden Ratten führte Mehrbelastung nicht zu einer Änderung des Kollagengehaltes.

In Tierversuchen wurde bei erzwungener Mehrbelastung eine Zunahme des Knochenvolumens beobachtet, jedoch zeigte sich kein Unterschied in der Knochendichte (SAVILLE und WHYTE 1969). Eine Zunahme der Knochendichte wurde jedoch bei wachsenden Mäusen beobachtet (KIISKINEN 1977), gleichzeitig aber auch eine Abnahme des Volumens und der Länge des Knochens im Vergleich zu normalbelasteten wachsenden Mäusen.

Sehr unterschiedliche Ergebnisse findet man bei den Untersuchungen über die Auswirkung der Mehrbelastung auf den Kalziumgehalt des Knochens. Während CHVAPIL et al. (1973) keine Veränderung der Kalziumkonzentration feststellen konnten, berichten andere Autoren über eine Zunahme des Kalziumgehaltes (SAVILLE und WHYTE 1969); sogar eine Abnahme der Kalziumkonzentration der Tibia, der Fibula und des Humerus bei Ratten nach intensivem Training wird von ROSENFELD et al. (1973) angegeben.

Nach Angaben verschiedener Autoren scheint die Intensität der Mehrbelastung eine Auswirkung auf die Quantität der Knochenmasse bzw. auf die Kortikalisdicke zu haben (BOOTH und GOULD 1975, JONES et al. 1977, KIISKINEN 1977, KING und PENGELLY 1973). Bei einer Untersuchung an wachsenden Tieren wurde gezeigt, daß die Reaktion des Knochens auf eine Mehrbelastung in direktem Zusammenhang mit der Intensität der Mehrbelastung steht (BOOTH und GOULD 1975). KING und PENGELLY (1973) fanden durch wiederholte Sprintbelastung bei Ratten mit einer Geschwindigkeit von 60 bis 80 Metern pro Minute die Knochenneubildung im Bereich der tibialen Diaphyse stimuliert - die Kortikalisdichte der Diaphyse nahm zu.

In einer Untersuchung über die Knochendichte zeigten NILSSON und WESTLIN (1971) einen signifikant dichteren Knochen im Bereich des distalen Femurendes bei Spitzenathleten im Vergleich zu einer Kontrollgruppe. Eindrucksvolle Ergebnisse hinsichtlich einer Knochenmehrbelastung zeigen die Röntgenuntersuchungen von JONES et al. (1977) bei Tennisspielern: Auf der Spielarmseite kam es zu einer Zunahme der Kortikalis von 34,9 % bei Männern und 28,4 % bei Frauen im direkten Vergleich zur Gegenseite.

In-vivo-Untersuchungen an der Ulna von Hunden zeigten, daß die Hypertrophie von Röhrenknochen als Adaptation des Knochens an Mehrbelastung überwiegend durch intermittierenden Druck und weniger durch konstanten statischen Druck erzeugt werden kann. Die Hypertrophie erfolgt durch periostale und endostale Anlagerung (CHAMAY und TSCHANTZ 1972).

Eine Untersuchung von CHURCHES et al. (1979) an Metacarpalknochen des Schafes, die einer axialen Druckbelastung ausgesetzt waren, ergab, daß sich die Umbildung des Knochens als Reaktion auf die veränderte Belastung vorwiegend im mittleren Diaphysenbereich abspielte.

HERT et al. stellten 1969 eine Methode vor, bei der es möglich war, einen Knochen in-vivo einer kontrollierten und genau bestimmbaren Belastung auszusetzen und die auf den Knochen übertragene Mehrbelastung zu bestimmen. Sie brachten zwei Nägel in die Diaphysen des Knochens ein und konnten so durch einen unilateralen externen Spanner eine langfristige Biegebelastung dem Knochen aufzwingen. Bei jungen, noch wachsenden Tieren wurde eine Knochenumbildung nachgewiesen, die in ihrem Ausmaß der angelegten Belastung proportional war. Bei bereits ausgewachsenen Tieren war eine solche Umbildung nicht zu beobachten, vielmehr nahm der Knochen seine normale Gestalt wieder an, nachdem die äußere Kraft nicht mehr auf den Knochen einwirkte. Unter einer anderen Fragestellung untersuchten RITTER et al. (1982) die axiale Druckbelastbarkeit von Röhrenknochen durch Steinmann - Nägel in-vitro und zeigten, welche maximalen axialen Druckkräfte über quer durch den Knochen gebohrte Steinmann - Nägel auf den Knochen übertragen werden können.

In einer 1971 veröffentlichten Untersuchung setzten LISKOVA und HERT Knochen einer intermittierenden Biegebelastung aus und fanden sowohl bei jungen als auch bei erwachsenen Tieren, daß sich neuer Knochen

in Regionen hoher Biegebeanspruchung anlagert, während in Bereichen geringerer Belastung teilweise eine Resorbtion von Knochen.zu beobachten war.

Zwei weitere Untersuchungen neueren Datums sind in diesem Zusammenhang noch wesentlich. STEINBERG und TRUETA untersuchten 1981 Humerus, Tibia und Femur von jugendlichen und ausgewachsenen Ratten, die zuvor unterschiedlichen Belastungen ausgesetzt waren. Ein Teil der Tiere wurde immobilisiert, ein anderes Kollektiv einer erzwungenen Mehrbelastung durch tägliches Laufen in einem Laufrad ausgesetzt. Als Kontrollgruppe dienten Tiere, die normal belastet wurden. Im Vergleich der mehrbelasteten zu den normalbelasteten Ratten wurde gefunden, daß außer einer leichten Gewichtszunahme des einzelnen Knochens nach Mehrbelastung und einer deutlichen Zunahme der Knochenmasse keine signifikanten Unterschiede durch die anderen Untersuchungsverfahren (Polychrome Sequenzmarkierung, Röntgen, Histologie) ermittelt werden konnten.

Zu ähnlichen Ergebnissen kommen WOO et al. in ihrer 1981 veröffentlichten Untersuchung an ausgewachsenen Schweinen. Nach einer einjährigen Mehrbelastung wurden die Tiere getötet und mit einer Gruppe

normalbelasteter Tiere verglichen. Zu diesem Zweck wurden aus dem Bereich der Diaphyse des Femurs vier Millimeter breite Streifen (anterior, posterior, lateral und medial) entnommen und zur Prüfung der mechanischen Eigenschaften einer Vierpunktbelastung ausgesetzt. Zusätzlich wurden Strukturveränderungen des Knochens untersucht. Eine signifikante Zunahme der Kortikalisdicke wurde im posterioren, medialen und lateralen Quadranten des Knochens gefunden, während der anteriore Bereich keine Veränderungen aufwies. Eine Stressbelastung hat demnach auf die anteriore Region des Knochens keinen Einfluß. Im Vergleich der Kontrollgruppe mit der Versuchsgruppe zeigte sich, daß sich der periostale Durchmesser nicht veränderte, während der endostale Durchmesser signifikant abnahm. Durch Zunahme der Kortikalisdicke nach Mehrbelastung wird der Intramedullarraum verkleinert. Trotz des deutlichen Kortikaliszuwachses konnten keine Veränderungen der mechanischen Eigenschaften des Knochens nachgewiesen werden.

Die Untersuchungen von WOO et al. zeigen also deutlich, daß eine Knochenmehrbelastung zu einem signifikanten Unterschied in der Quantität, nicht aber in der Qualität führt.

3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

3.1. Material

Da uns zur Untersuchung der oben genannten Fragestellung nur eine tierexperimentelle Studie möglich war, wurde bei der Wahl der Tierart diejenige ausgewählt, die hinsichtlich der Fragestellung und der Untersuchungsmethoden sowohl die technisch einfachste Durchführung gewährleistete als auch bezüglich der Belastungsart dem Menschen sehr ähnlich ist.

Als Versuchstiere wurden von uns Schäferhunde verwendet, welche zwei bis drei Jahre alt und somit ausgewachsen waren. Das durchschnittliche Gewicht der Tiere betrug 27 kg. Bis auf drei Ausnahmen (Hund 4, Hund 6, Hund 8) handelte es sich um weibliche Tiere. Die Tiere wurden uns von der Tierversuchsanstalt der Universität Düsseldorf zur Verfügung gestellt und waren vor Beginn der Untersuchungen tiermedizinisch gründlich untersucht und betreut worden.

Das zu untersuchende Kollektiv bestand aus 18 Hunden: Sechs Hunde wurden zwei Wochen nach der Operation und sechs Hunde sechs Wochen nach der Operation

getötet. Sechs weitere Hunde dienten als Kontrollgruppe. Abbildung 1 zeigt eine Tabelle der zwölf operierten Hunde. Die Tötung der Tiere erfolgte bei den Hunden 1 - 6 nach sechs Wochen (im folgenden Sechs - Wochen - Gruppe genannt), bei den Hunden 7 - 12 nach zwei Wochen (im folgenden Zwei - Wochen - Gruppe genannt).

3.2. Methode

Um einen Knochen in-vivo mehrzubelasten, führten wir an den Versuchstieren in Nembutalnarkose eine Ulnateilresektion des linken Vorderlaufes durch.

Durch die Konstanz der prae- und postoperativen Lebensbedingungen sowie durch die Verwendung ausschließlich gesunder Tiere waren die Voraussetzungen für die Erzielung möglichst genauer, vergleichbarer und reproduzierbarer Versuchsergebnisse geschaffen. Weiterhin dienten dieser Voraussetzung ein hoher hygienischer Standart, die Verwendung modernster Geräte und die Durchführung des operativen Eingriffs unter strengen Sterilitätsbedingungen.

Hund Nr.	Geschlecht m/w	Gewicht kg	Nembutal° ml	Ringer-Lactat ml	Veracin-compositum° ml	T 61 ml/kg
1	w	24.0	11.0	500	2.0	0.3
2	w	28.0	14.0	750	2.0	0.3
3	w	24.0	11.0	500	2.0	0.3
4	m	28.0	11.5	500	2.0	0.3
5	w	24.0	8.0	750	2.0	0.3
6	m	31.0	9.5	500	2.0	0.3
7	w	28.0	14.0	500	2.0	0.3
8	m	27.0	10.0	500	2.0	0.3
9	w	26.0	10.0	500	2.0	0.3
10	w	20.0	7.5	500	2.0	0.3
11	w	37.0	8.0	500	2.0	0.3
12	w	25.0	9.5	500	2.0	0.3

ABB. 1

Tabellarische Aufstellung der Versuchstiere (Hund 1 - 6 = Sechs - Wochen - Gruppe, Hund 7 - 12 = Zwei - Wochen - Gruppe) und der injizierten Substanzen.

3.2.1. Operation

Nach 24stündiger Nahrungskarenz führten wir die Ulnateilresektion an allen Versuchstieren in einer Barbiturat - Narkose durch, wozu nach Anlegen einer Ringer-Lactat-Infusion am rechten Hinterlauf nach Wirkung 25 mg/kg Nembutal° (Pentobarbital Natrium, Abbot ad us. vet.) injiziert wurde. Dadurch wurde nach 3 - 5 Minuten eine ausreichende Narkosetiefe erreicht, welche zu einer 45 - 90 Minuten anhaltenden Anästhesie führte. Dauer und Tiefe der Narkose wurden durch Beobachtung von Herzfrequenz und Atmung sowie des Cornealreflexes unter Kontrolle gehalten. Nur in wenigen Ausnahmefällen war es notwendig, das Narkotikum nachzuinjizieren (siehe Abb. 1).

Nach Rasur, gründlicher Desinfektion mit Dibromol° und Abdecken des OP - Gebietes mit steriler Folie wurden von einem mediolateralen Zugang aus Radius und Ulna des linken Vorderlaufes dargestellt. Das Periost der Ulna wurde auf einer Länge von etwa 3 cm mit einem Rasparatorium abgschoben. Es erfolgte dann die Resektion eines ca. 2 cm langen Segmentes der Ulna am Übergang vom mittleren zum distalen Drittel mit Hilfe der oszillierenden Säge. Überziehen der Resektionsstellen mit Knochenwachs und subtile

Blutstillung der zum Teil starken Blutungen aus der Membrana interossea. Nach schichtweisem Verschluß der Wunde wurde diese anschließend mit einem Nobecutan° - Sprühverband und Chloromycetin° - Aerosol - Tinktur versorgt. Neben seiner lokal antibiotischen Wirkung verhinderte das Chloromycetin° - Spray durch seinen unangenehmen Geruch, daß die Tiere nach der Operation die Wunde beleckten.

Operation und Narkose wurde von allen Tieren reizlos vertragen, die Operationen verliefen komplikationslos bei störungsfreier Barbituratnarkose. Nach der Operation wurden die Tiere für 24 Stunden zur weiteren Beobachtung in ein Intensivzimmer gelegt. Etwa 3 - 5 Stunden post operationem waren die Tiere wieder voll bei Bewußtsein und begannen mit der Nahrungsaufnahme. Zur antibiotischen Abdeckung wurde allen Tieren noch während der Operation Veracin - Compositum° in die tiefe Glutealmuskulatur injiziert (siehe Abb. 1).

3.2.2. Postoperative Belastung

Postoperativ erhielten alle Tiere die gleiche Nahrung ohne Begrenzung der Menge. Jedes der Tiere

war in einem Käfig von 1,5 x 1,5 m^2 Grundfläche alleine untergebracht.

Alle Versuchshunde, die operiert wurden, sind täglich für die Zeit von 1,5 - 3 Stunden annähernd gleichen Belastungen ausgesetzt worden, indem sie sich für diese Zeit in einem ausreichend großen Auslauf frei bewegen konnten. Die Hunde der Kontrollgruppe waren nur für einen kurzen Zeitraum in der Tierversuchsanstalt untergebracht zur tiermedizinischen Untersuchung. Nach Feststellung des einwandfreien Gesundheitszustandes der Hunde wurden diese getötet.

Wie schon erwähnt, konnte auf standartisierte Bedingungen der Mehrbelastung verzichtet werden, da nur die beiden Radii eines Tieres vergleichend untersucht wurden. Art und Dauer der Belastung war also für jedes Knochenpaar identisch. Die axiale Mehrbelastung ergab sich allein dadurch, daß der Radius des linken Vorderlaufes die Last aufzunehmen hatte, die sich beim rechten Vorderlauf auf beide Knochen verteilte.

Nach der oben angegebenen Zeit wurden die Hunde durch Injektion von 0,3 ml pro Kilogramm Körpergewicht T 61° getötet.

3.2.3. In-vivo-Messungen mittels DMS

Das Erfassen von Biegungen, Dehnungen und Stauchungen sowie der daraus entstehenden Spannungen an statisch und dynamisch beanspruchten Bauteilen mittels Dehnungsmeßstreifen (DMS) ist eine in der Technik allbekannte Meßmethode (DIEHL et al. 1975). Die Dehnungsmeßstreifen gehören zu den wichtigsten Instrumenten zur Ermittlung mechanischer Größen. Ihrem Namen gemäß dienen DMS zur Messung von Dehnungen. Dehnung wird hierbei im Gegensatz zum umgangssprachlichen Gebrauch als Ausdruck sowohl für Dehnung als auch für Stauchung benutzt. Eine Unterscheidung erfolgt durch positive oder negative Vorzeichen (HOFFMANN 1973). Technische Grundlage der Dehnungsmessung mit Hilfe von elektrischen Meßstreifen ist der Zusammenhang zwischen Längenveränderung und der Veränderung des Widerstandes eines elektrischen Leiters.

Aufbau eines DMS: Zwischen zwei dünnen Folien aus Kunststoff befindet sich das sogenannte Meßgitter, der aktive Teil des DMS. Es besteht aus dünnem, elektrisch leitendem Material. Dickere An-

schlüsse an den Meßgitterenden erleichtern den Anschluß von Kablen. Die einzelnen Schichten des DMS sind unzertrennbar miteinander verklebt oder verschweißt. Die Kunststoffolie, der sogenannte Meßgitterträger, erleichtert die Handhabung und bietet einen gewissen Schutz des Meßgitters gegen Beschädigung (HOFFMANN 1973). (Siehe Abb. 2)

DMS verändern ihren Widerstand bei mechanischer Beanspruchung. Als mechanische Beanspruchung kann sowohl Dehnung als auch Stauchung auftreten, beides eine Folge einer äußeren oder inneren Einwirkung. Kräfte, Drücke, Momente, Wärme und Strukturveränderungen können Dehnungen verursachen. Unter bestimmten Voraussetzungen kann man aus der gemessenen Dehnung auf den Betrag oder Wert der verursachenden Größe schließen.

Die Wirkungsweise der von uns benutzten metallischen DMS beruht auf dem von Wheatstone entdeckten Dehnungs - Widerstandseffekt von elektrischen Leitern. In einer 1843 veröffentlichten Arbeit über die von ihm erfundene Brückenschaltung beschreibt Wheatstone die Beobachtung, daß sich elektrische Widerstände von Drähten ändern, wenn man sie spannt (HOFFMANN 1976). Von dem englischen Physiker William Thomson wurde 1856 die Abhängigkeit des elektrischen Widerstandes

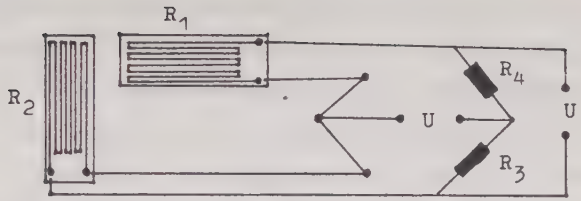


ABB. 2

Prinzip der Halbbrückenschaltung mit DMS.

R = Widerstand
U = Brückenspannung

eines elektrischen Leiters von dessen mechanischer Beanspruchung beschrieben. Die Widerstandsänderung beruht zum Teil auf der geometrischen Veränderung des Leiters, zum Teil auf einer Änderung der elektrischen Leitfähigkeit des Leiterwerkstoffes infolge Gefügeänderung.

Dehnungsmeßstreifen sind also Meßgrößenumformer, welche die mechanische Größe Dehnung in die elektrische Größe Widerstand umformen. Da zwischen beiden Größen ein proportionaler Zusammenhang besteht, ist die relative Widerstandsänderung des DMS demzufolge ein Maß für die Dehnung des zu untersuchenden Objektes.

Da nur sehr geringe Dehnungen mit Hilfe der DMS gemessen werden können, sind auch die entsprechenden Widerstandsänderungen des DMS sehr klein. Sie können nur mit geeigneten elektrischen Methoden gemessen werden. Wir bedienten uns dazu der sogenannten Wheatstone'schen Halbbrückenschaltung (siehe Abb. 2). Der Vorteil dieser Schaltung liegt in der Reduzierung von Störeinflüssen unterschiedlichster Art auf das Meßergebnis (RÖSEMANN 1975).

Anwendung der DMS in vivo: In der Biomechanik wurde das Meßverfahren mit DMS von verschiedenen Autoren am Tierknochen benutzt (LANYON und SMITH 1969, COCHRAN 1972, LANYON 1972, BRENNWALD und PERREN 1974, LANYON et al. 1975, TURNER et al. 1975, LANYON 1976, GOODSHIP et al. 1979). Die von den Autoren beschriebene Technik zur Befestigung des DMS am Knochen wurde von uns exact nachvollzogen.

Bei insgesamt acht Hunden, die nicht in die späteren Versuchsgruppen mit eingingen, wurde in oben beschriebener Narkose- und Operationstechnik ein etwa 10 cm langer Hautschnitt parallel zum Radius in Diaphysenhöhe durchgeführt. Nach Freilegung des Radius wurde das Periost

auf einer Länge von ca. 2,5 cm gespalten und mit einem Rasparatorium abgeschoben und gleichzeitig die Knochenoberfläche angerauht. Die dabei auftretenden Blutungen aus den Nutritialgefäßen des Knochens wurden durch Elektrokoagulation gestillt, so daß sich die Knochenoberfläche danach völlig trocken darstellte. Um eine möglichst fettfreie Klebefläche für die Dehnungsmeßstreifen zu erhalten, wurde die Knochenoberfläche mit einem äthergetränkten Tupfer abgerieben. Ebenso wurde mit den Klebeflächen der Dehnungsmeßstreifen verfahren.

Um die Dehnungsmeßstreifen auf die vorbereitete Knochenoberfläche zu kleben, wurden von und folgende drei Klebstoffe verwendet:

1. Histoacryl° blau der Firma Braun Melsungen AG
2. Schnellklebstoff X 60 } der Firma Hottinger
3. Schnellklebstoff Z 70 } Baldwin Meßtechnik

Es wurden jeweils zwei DMS auf dem Radius befestigt: Einer längs zur Achse des Knochens, der andere zirkulär.

Vier mit einem zuvor angefertigten Stecker fest verbundene Kabel wurden dann durch einen zwischen den Schulterblättern angelegten Hautschnitt subcutan

zur Operationsstelle am linken Vorderlauf geführt.

Nach Aushärten des Klebers wurden die Kabel, die über den erwähnten Stecker die Verbindung zum Meßgerät herstellen sollten, an die dafür vorgesehenen Stellen der DMS gelötet. Da dies erhebliche Schwierigkeiten verursachte, wurde bei den nachfolgenden DMS - Implantationen der Dehnungsmeßstreifen nach Anlöten der Kabel auf den Knochen geklebt. Damit bei der späteren Bewegung des Hundes die Lötstellen nicht unter Spannung gerieten, wurden die Kabel kurz hinter der Lötstelle mit Palacos® am Knochen fixiert. Um die Lötstellen und die Klebeflächen vor Feuchtigkeit zu schützen, wurden die Dehnungsmeßstreifen und ihre unmittelbare Umgebung mit einem Polyurethan - Abdeckmittel für DMS (PU 100) der Firma Hottinger Baldwin Meßtechnik überzogen. Danach erfolgte die subcutane Fixierung des Steckers an seiner Silikonscheibe so, daß der Stecker noch etwa 1 cm über Hautniveau aus der Haut herausragte. Intra- und postoperativ wurden die ersten Messungen durchgeführt.

Direkt nach der Operation führten wir eine Röntgenkontrolle durch, um uns von der ordnungsgemäßen und einwandfreien Lage sowohl der Dehnungsmeßstreifen und der Lötstellen als auch des Steckers zu überzeugen (Abb. 3).

Am zweiten postoperativen Tag wurden die ersten Messungen unter Belastung des linken Vorderlaufes durchgeführt. Das Meßgerät wurde durch ein genügend langes Kabel mit dem implantierten Stecker verbunden. Da die Tiere nach der Operation den linken Vorderlauf nicht schonten, konnten sie sich unbeeinflußt und frei bewegen. Beim Laufen der Hunde kam es physiologischerweise zu einer Druckbelastung und somit Stauchung des mit DMS versehenen Radius. Diese intermittierende Dehnungsänderung konnte direkt gemessen werden.

3.2.4. Röntgenuntersuchung

Direkt nach der Operation und unmittelbar vor der Tötung der Tiere wurden Röntgenaufnahmen der Vorderläufe in zwei Ebenen angefertigt.

3.2.5. Szintigrafie

Die operierten Hunde beider Gruppen wurden prae mortem szintigrafisch untersucht. Dazu wurde ihnen in Abhängigkeit vom Körpergewicht 10 - 15 mCi Tc 99m intravenös injiziert. Die szintigrafische Untersuchung wurde mit dem Gerätetyp Dyna Camera 4 der Firma Picker durchgeführt. Beide praemortalen Untersuchungen - Röntgen und Szintigrafie - wurden in Barbituratnarkose mit Nembutal® durchgeführt.

ABB. 3 : Die Abbildung zeigt das postoperativ aufgenommene Röntgenbild nach Implantation der Dehnungsmeßstreifen und des Steckers. Von den Dehnungsmeßstreifen sind nur die Lötstützpunkte erkennbar. Der Stecker wurde an einer praeoperativ markierten Stelle zwischen den Schulterblättern befestigt.

ABB. 4 : Die Abbildung zeigt das Topogramm zweier parallel zueinander computertomographisch untersuchten Radii eines Hundes der Sechs - Wochen - Gruppe (Hund 2). Der linke, mehrbelastete Radius ist auf der Abbildung rechts zu erkennen. Im Bereich der proximalen Epiphysen sieht man die intraossär liegenden Kirschnerdrähte. Die quer zum Knochen verlaufenden Linien entsprechen der Schichthöhe der tomographierten Querschnitte mit fortlaufender Numerierung der einzelnen Schichten.

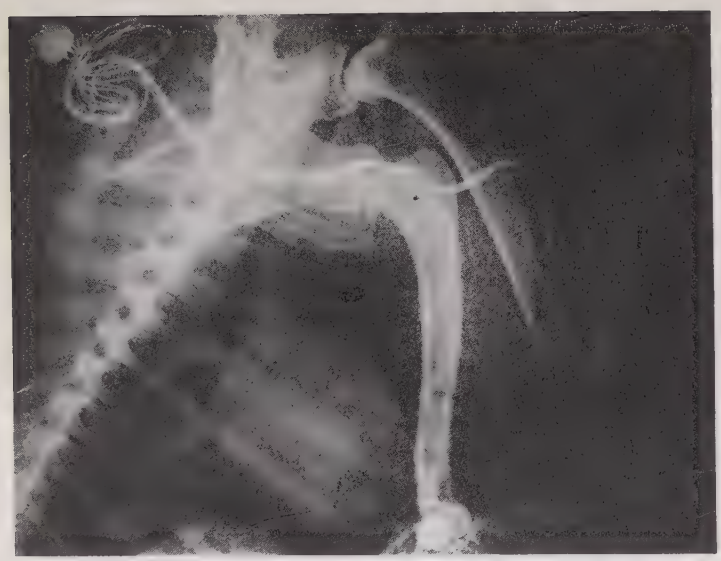


ABB. 3

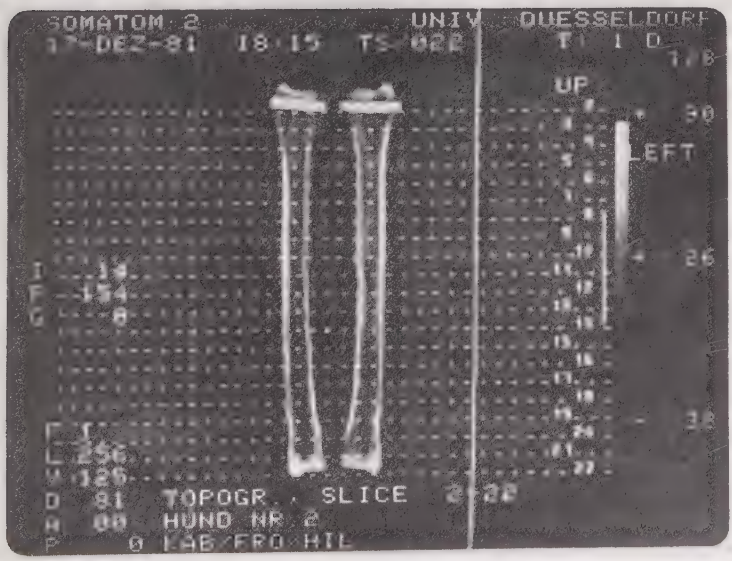

SOMATOM 2
17-DEZ-81 18:15 TS:022
UNIV DUESSELDORF
T I D
1/8
UP
30
LEFT
26
I 19
F 154
G 0
256
W 126
D 81
A 00
P 0
TOPOGR. SLICE 2:22
HUND NR 2
LAB/FRO/HIL

ABB. 4

3.2.6. Isolierung der Radii

Unmittelbar nach Tötung der Tiere wurden die beiden Vorderläufe jedes Hundes im Kniegelenk exartikuliert und abgetrennt, um sie anschließend paarweise in Tiefkühlschränken aufzubewahren. Sodann wurden die Vorderläufe sorgfältigst präpariert und die Radii isoliert. Es wurde bei der Präparation darauf geachtet, daß der Periostschlauch so weit wie eben möglich erhalten blieb, um eventuelle Reaktionen, die vom Periost ausgingen, durch die spätere computertomographische Untersuchung ebenfalls zu erfassen.

Für die in 3.2.9. dargestellten Untersuchungen der mechanischen Eigenschaften durch den Biegewechselversuch war es notwendig, eine intraossär gelegene Bezugslinie zu haben. Aus diesem Grunde wurden nach der Präparation durch die proximalen Epiphysen Kirschnerdrähte parallel zur Frontalebene geschossen.

Anschließend wurden die isolierten Knochen gekennzeichnet und paarweise in 96%igem unvergälltem Alkohol aufbewahrt.

3.2.7. Computertomographische Untersuchung

Die isolierten Radii des linken und rechten Vorderlaufes wurden sodann paarweise computertomographisch untersucht (siehe Abb. 4).

Dazu wurden beide Knochen jedes Hundes exact parallel in Birko - Schaum eingebettet. Birko - Schaum ist ein röntgentransparentes Material, das zur Herstellung von Fußabdrücken bei der Anpassung von orthopädischen Einlagen benutzt wird.

Die Knochen wurden in acht Millimeter Abständen quer zu ihrer Längsachse geschichtet. Durchgeführt wurden die Untersuchungen mit dem Somatom 2 der Firma Siemens. Die so in acht Millimeter Abständen gewonnenen Schichtbilder beider Knochenquerschnitte entsprachen einer identischen Schichthöhe, so daß eine direkte vergleichende Untersuchung der unterschiedlich belasteten Radii möglich wurde.

Nach Beendigung der Schichtung jedes Knochenpaare wurde von dem Computer ein Topogramm erstellt (siehe Abb. 4), welches Auskunft über Anzahl, Höhe und Numerierung der Einzelschichten gab.

Die Archivierung der Tomogramme erfolgte auf Röntgen-

film und zusätzlich auf Magnetplatte, einer sogenannten Floppy Disc.

Mit Hilfe eines Evaluscops konnten die Informationen, das heißt die Einzelschichten der Knochen, von der Magnetplatte abgerufen und ausgewertet werden.

Bei einigen Hunden wurde zusätzlich eine tomographische Untersuchung parallel zur Längsachse des Knochens durchgeführt.

3.2.8. Digitalisierung und Computerauswertung der Knochenquerschnitte

Die durch die Computertomographie gewonnenen Einzelquerschnitte jedes Knochens wurden dann mit Hilfe eines Digitalisierers in einen Rechner gegeben, der die für eine Festigkeitsuntersuchung relevanten Größen wie Schwerpunktslinien, maximales und minimales Trägheitsmoment sowie den Winkel Alpha, der die Lage des Hauptachsensystems kennzeichnete, errechnete, graphisch darstellte und ausdruckte (siehe Abb. 5 - 8). Zusätzlich wurde von dem Computer die Fläche der Knochenrinde errechnet und digital ausgewiesen.

Ergebnistabelle:

Flaeche:	72.38 mm^2
Schwerpunkt:	
Koordinate xs:	9.84 mm
Koordinate ys:	11.64 mm
Axiale Traegheitsmomente:	
zur x-Achse Ix:	10380.12 mm^4
zur y-Achse Iy:	8359.92 mm^4
d. Schwerp. parallel x-Achse Ixs:	571.33 mm^4
d. Schwerp. parallel y-Achse Iys:	1356.96 mm^4
Zentrifugalmomente:	
zum gewaehlten Achsensystem Ixy:	8181.83 mm^4
um den Schwerpunkt Ixys:	-106.14 mm^4
Polare Traegheitsmomente:	
um den Nullpunkt Ip:	18740.04 mm^4
um den Schwerpunkt Ips:	1928.30 mm^4
Haupttraegheitsmomente:	
groesstes Traegheitsmoment Imax:	1371.05 mm^4
kleinstes Traegheitsmoment Imin:	557.25 mm^4
Lage des Hauptachsensystems:	
Winkel Alpha:	-7.56 Grad

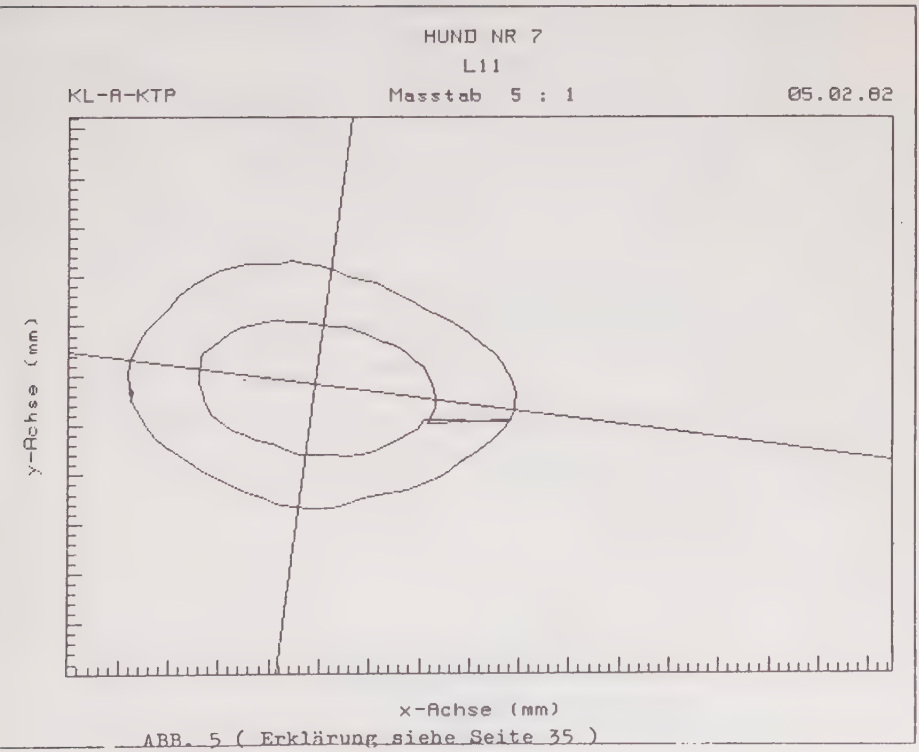


ABB. 5 (Erklärung siehe Seite 35)

Ergebnistabelle:

Flaeche:	58.32 mm^2
Schwerpunkt:	
Koordinate xs:	8.81 mm
Koordinate ys:	9.41 mm
Axiale Traegheitsmomente:	
zur x-Achse Ix:	5634.66 mm^4
zur y-Achse Iy:	5502.29 mm^4
d. Schwerp. parallel x-Achse Ixs:	470.35 mm^4
d. Schwerp. parallel y-Achse Iys:	977.16 mm^4
Zentrifugalmomente:	
zum gewaehlten Achsensystem Ixy:	4996.40 mm^4
um den Schwerpunkt Ixys:	162.23 mm^4
Polare Traegheitsmomente:	
um den Nullpunkt Ip:	11136.95 mm^4
um den Schwerpunkt Ips:	1447.51 mm^4
Haupttraegheitsmomente:	
groesstes Traegheitsmoment Imax:	1024.64 mm^4
kleinstes Traegheitsmoment Imin:	422.87 mm^4
Lage des Hauptachsensystems:	
Winkel Alpha:	16.31 Grad

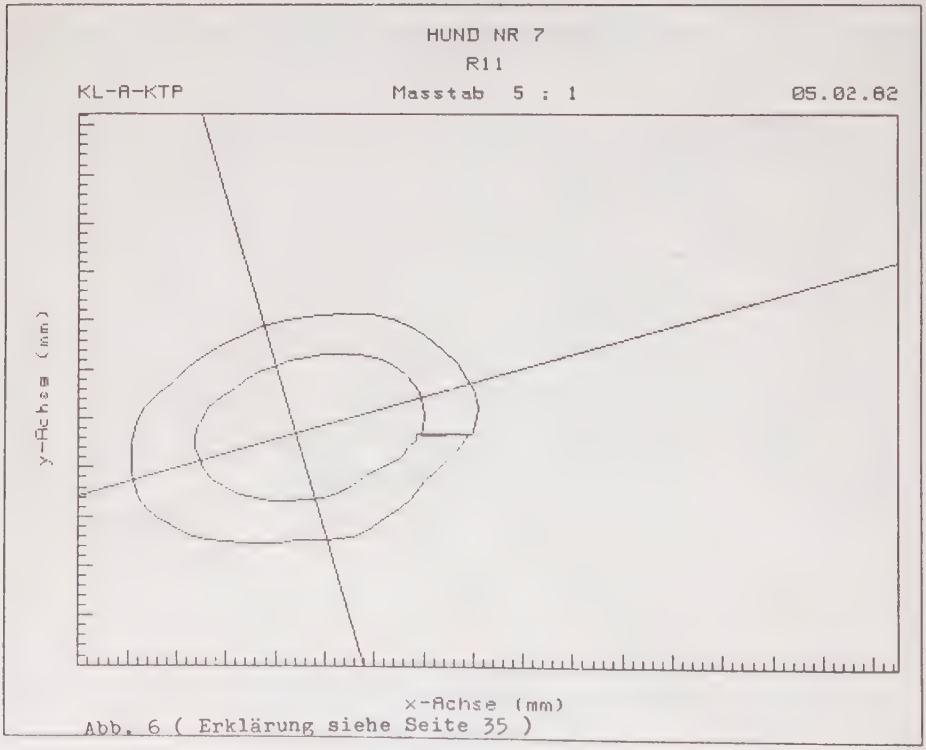


Abb. 6 (Erklärung siehe Seite 35)

Abbildungen 5 und 6 :

Die Abbildungen zeigen die Rechnerausdrucke für den linken (L 11) und rechten (R 11) Radius eines Hundes der Zwei - Wochen - Gruppe (Hund 7). Die Schicht Nr. 11 entspricht dem mittleren Bereich der Diaphyse.
Im Vergleich zum CT - Bild, das einem Maßstab von 1 : 0,93 entsprach, ist das Diagramm im Maßstab 5 : 1 ausgedruckt.
Die Ergebnistabelle zeigt die vom Computer errechneten Größen, von denen für unsere Auswertungen Fläche und Hauptträgheitsmomente herangezogen wurden.
Für die Festigkeitsuntersuchungen waren zusätzlich Schwerpunkt und Lage des Hauptachsensystems von Bedeutung (siehe Kap. 3.2.9.).
Die Diagramme der Knochenquerschnitte lassen weiterhin die Lage der Achsen für die Hauptträgheitsmomente I_{max} und I_{min} erkennen.
Die übrigen vom Computer ausgedruckten Werte waren für unsere Untersuchung nicht relevant.

Ergebnistabelle:

Flaeche:	78.44 mm^2
Schwerpunkt:	
Koordinate xs:	10.04 mm
Koordinate ys:	9.37 mm
Axiale Traegheitsmomente:	
zur x-Achse Ix:	7517.44 mm^4
zur y-Achse Iy:	9038.30 mm^4
d. Schwerp. parallel x-Achse Ixs:	630.96 mm^4
d. Schwerp. parallel y-Achse Iys:	1131.87 mm^4
Zentrifugalmomente:	
zum gewaehlten Achsensystem Ixy:	7677.31 mm^4
um den Schwerpunkt Ixys:	298.46 mm^4
Polare Traegheitsmomente:	
um den Nullpunkt Ip:	16555.74 mm^4
um den Schwerpunkt Ips:	1762.83 mm^4
Haupttraegheitsmomente:	
groesstes Traegheitsmoment Imax:	1271.04 mm^4
kleinstes Traegheitsmoment Imin:	491.79 mm^4
Lage des Hauptachsensystems:	
Winkel Alpha:	25.00 Grad

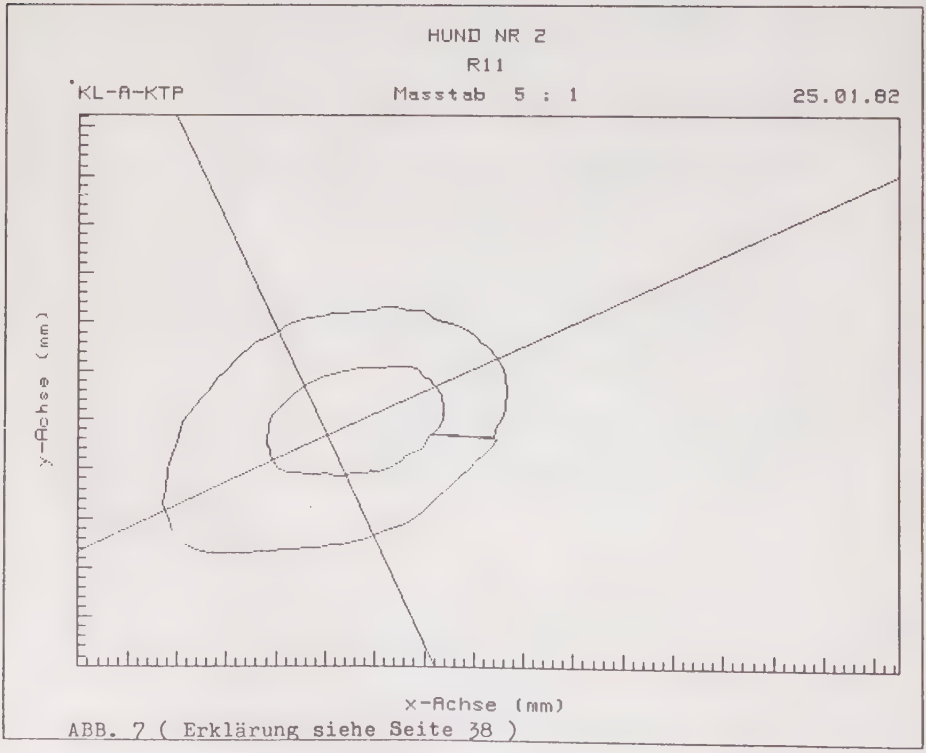


ABB. 7 (Erklärung siehe Seite 38)

Ergebnistabelle:

Flaeche:	85.83 mm^2
Schwerpunkt:	
Koordinate xs:	9.02 mm
Koordinate ys:	10.05 mm
Axiale Traegheitsmomente:	
zur x-Achse Ix:	9251.24 mm^4
zur y-Achse Iy:	8430.65 mm^4
d. Schwerp. parallel x-Achse Ixs:	587.71 mm^4
d. Schwerp. parallel y-Achse Iys:	1453.99 mm^4
Zentrifugalmomente:	
zum gewaehlten Achsensystem Ixy:	7633.99 mm^4
um den Schwerpunkt Ixys:	-140.50 mm^4
Polare Traegheitsmomente:	
um den Nullpunkt Ip:	17681.89 mm^4
um den Schwerpunkt Ips:	2041.69 mm^4
Haupttraegheitsmomente:	
groesstes Traegheitsmoment Imax:	1476.20 mm^4
kleinstes Traegheitsmoment Imin:	565.49 mm^4
Lage des Hauptachsensystems:	
Winkel Alpha:	-8.99 Grad

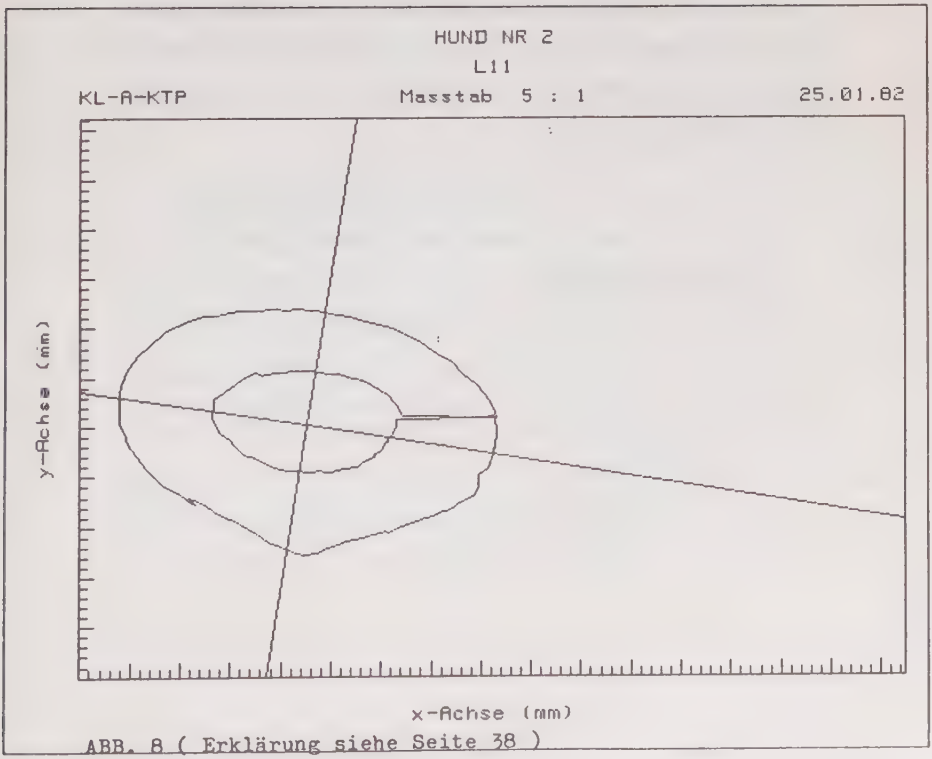


ABB. 8 (Erklärung siehe Seite 38)

Abbildungen 7 und 8 : Die Abbildungen zeigen die Rechnerausdrucke für den linken und rechten Radius eines Hundes der Sechs - Wochen - Gruppe. Auch hier entspricht die Schichthöhe 11 dem mittleren Bereich der Diaphyse.

Die Untersuchungen wurden an dem Rechner 9845 A der Firma Hewlett - Packard durchgeführt, der uns freundlicherweise von der Firma Bayer AG in Leverkusen zur Verfügung gestellt wurde. Das benutzte Rechnerprogramm trägt den Namen FLAEMO und wurde von einem Mitarbeiter der Firma Bayer entwickelt.

Die bis hierher dargestellten Untersuchungen wurden an allen 18 Hunden durchgeführt, während die im folgenden beschriebenen Festigkeitsprüfungen und die Auswertung der Einzeluntersuchungen bisher nur für einen Teil des Kollektivs vorgenommen wurden. Die Arbeit will erkennbare Tendenzen aufzeigen im Sinne einer Pilotstudie.

3.2.9. Festigkeitsuntersuchung zur Prüfung der mechanischen Eigenschaften der Knochen

Zur Untersuchung der mechanischen Eigenschaften der Knochen wurde aus einer Vielzahl von möglichen und teilweise auch erprobten dynamischen und statischen Beanspruchungsarten der Biegewechselversuch ausgewählt.

Der Biegewechselversuch oder auch Dauerschwingversuch dient in der Technik dazu, das dynamische Bruchverhalten von Werkstoffen für Teile, die in der Praxis zeitlich wiederholten Beanspruchungen ausgesetzt sind, zu beurteilen (OBERBACH 1965).

Zur Durchführung des Biegewechselversuches, bei dem die Spannung im Biegeversuch zwischen gleich großen Plus- und Minuswerten wechselt, wurden die Knochen zunächst an beiden Gelenkenden in eine Kunststoffmasse eingegossen und dann in eine Exzentermaschine eingespannt.

Da die Knochen naturgemäß keine einheitliche symmetrische Form hatten, konnten sie nicht ohne weiteres in die Exzentermaschine eingespannt werden. Um eine identische Einspannung der Knochen in die

Exzentermaschine zu gewährleisten, wurde zuvor die durchschnittliche Abweichung der Achse des maximalen Trägheitsmomentes von dem in 3.2.6. erwähnten intraossär gelegenen Bezugskirschnerdraht errechnet. Dieser Berechnung diente der Winkel Alpha (siehe Abb. 5 - 8), der die Lage des Hauptachsensystems kennzeichnete. Die durchschnittliche Abweichung dieser Achse wurde bei der Einbettung in die Kunststoffmasse bzw. bei der Einspannung in die Exzentermaschine berücksichtigt.

Ein von außen einwirkendes konstantes Moment wurde durch einen am Exzenter eingestellten Hub erreicht, der dem Knochen während des Biegeversuches einen gleichbleibenden Biegeradius aufzwang (siehe Abb. 9). Die Prüfmaschine gewährleistete ein gleiches Wechselbiegemoment über die gesamte Knochenlänge zwischen den Vergußenden. Die Höhe des Wechselbiegemomentes wird durch den erwähnten Hub bestimmt, der am Exzenterantrieb der Maschine einstellbar ist. Die beiden Knochen eines jeden Paares wurden mit gleichem Biegemoment beansprucht. Dieses errechnete sich aus dem vorgegeben Spannungsausschlag und der vom Rechner ermittelten Kennwerte. Ermittelt wurde die Lastspielzahl, bei der es zum Bruch des Knochens kam.

Exzentermaschinen für Wechselbiegeversuche

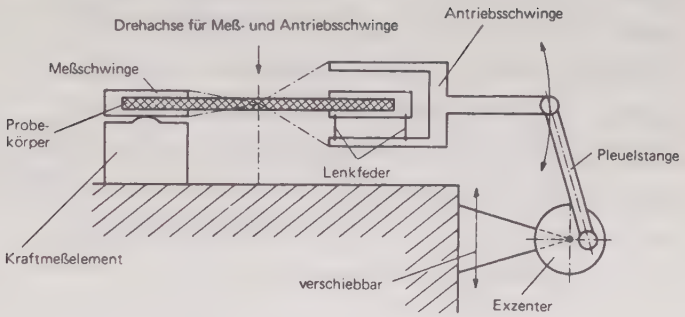


ABB. 9

Schematische Darstellung der Exzentermaschine für Wechselbiegeversuche. (Aus: WEICHERT, B.: Dauerschwingversuch mit Zug-, Druck- und Biegebeanspruchung).
Der am Exzenter eingestellte Hub zwingt dem Probekörper während des Schwingversuches einen gleichbleibenden Biegeradius auf, woraus ein Spannungsausschlag resultiert. Die Lenkfedern unter der rechten Einspannklemme erlauben eine Längsbewegung des Probekörpers und reduzieren die bei der Biegung sonst auftretenden zusätzlichen Zugkräfte.

Die Biegewechselversuche wurden auf der Wechselbiegemaschine Typ 527 A der Firma Karl Frank GmbH, die uns von der Firma Bayer AG in Leverkusen zur Verfügung gestellt wurde, durchgeführt. Bei der Prüfung mit dieser Maschine wird dem Knochen eine zeitlich konstante Verformungsamplitude (siehe Abb. 10) aufgezwungen, die während des Versuches nicht nachgestellt werden kann. Ein Abfall des Spannungsausschlages kann also nicht kompensiert werden.

Da das von außen auf den Knochen einwirkende Moment einen direkten Einfluß auf den zu erwartenden Bruch hatte - ein zu hohes Moment würde einen frühzeitigen bzw. sofortigen Bruch des Knochens zur Folge haben - wurden vor den Knochen des untersuchten Hundekollektivs Probeknochen anderer Hunde im Dauerbiegeversuch getestet. Durch diese Testversuche hatte man eine Vorstellung von der Größenordnung der Spannung, bei welcher der Knochen voraussichtlich bricht.

Für jeden zu prüfenden Knochen wurde dann anhand der vom Rechner ermittelten Kennwerte derjenige Querschnitt bestimmt, an dem es aufgrund der Trägheitsmomente am ehesten zum Bruch kommen würde. Es wurde also der Querschnitt mit dem geringsten Widerstand ermittelt. Für diesen Querschnitt wurde

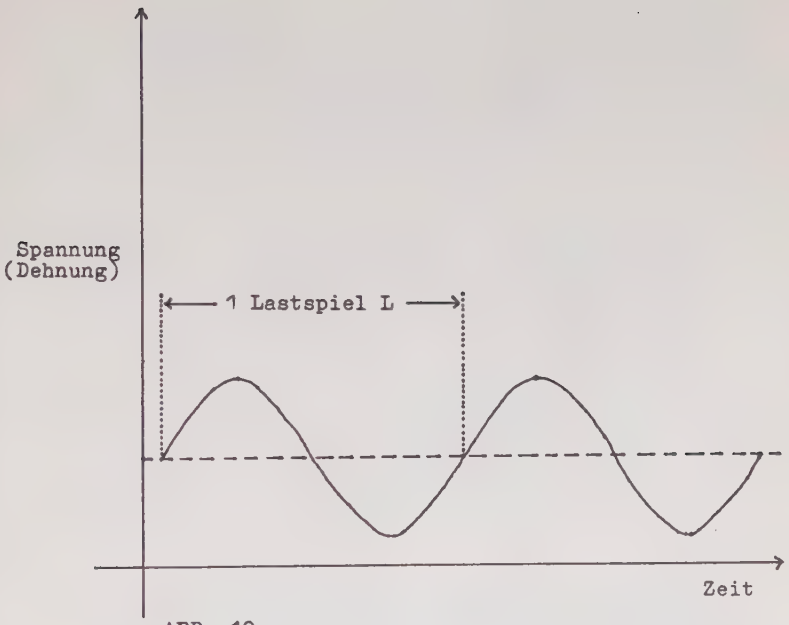


ABB. 10

Spannungs-(Dehnungs)-Zeit-Schaubild für den Dauerschwingversuch.

L = Lastspiel; eine volle Schwingung der Beanspruchung um die ruhend zu denkende Mittelspannung.

eine Spannung angenommen, die unter der durch Testversuche ermittelten Bruchspannung lag, und mit Hilfe der Formel (1) das Moment ausgerechnet, das von außen an den Knochen angelegt wurde.

$$S \left[\frac{N}{mm^2}\right] = \frac{M}{W} \left[\frac{N \cdot mm}{mm^3}\right] \qquad (1)$$

S = Spannung

M = Biegemoment

W = Widerstandsmoment

Dadurch konnte gewährleistet werden, daß der Knochen nicht gleich zu Beginn des Versuches brach bzw. erst nach einer sehr großen Lastspielzahl zu Bruch ging. Ein sogenannter "Durchläufer" , der erst weit im Bereich des asymptotischen Verlaufs der Wöhlerkurve brach, trat bei der Untersuchung nicht auf.
(Wöhlerkurve siehe Abbildungen 37 und 38).

Im folgenden möchten wir die ersten Ergebnisse der dargestellten Untersuchungsmethoden aufzeigen, die sich aus der Auswertung eines Teils des Hundekollektivs ergaben.

4. ERGEBNISSE

4.1. In-vivo-Messungen mittels DMS

Unter der Annahme, daß eine Mehrbelastung des Knochens einen Einfluß auf die mechanischen Eigenschaften haben mußte, sollten in-vivo-Messungen mittels DMS Auskunft geben über das veränderte Verhalten des Knochens bezüglich der Dehnung und Stauchung. Die Meßergebnisse sollten eine kontinuierliche Kontrolle der Qualitätsänderung des Knochens unter Mehrbelastung sein. Vorgesehen waren Messungen in einem Abstand von zwei Tagen.

Es gelang uns zunächst nach Implantation der DMS sowohl intraoperativ als auch direkt im Anschluß an die Operation durch manuell herbeigeführte Dehnung und Stauchung des Knochens an dem angeschlossenen Meßgerät einen Spannungsausschlag festzustellen. Die Kabel waren über den Stecker so mit dem Meßgerät verbunden, daß ein Rechtsauschlag des Spannungsmessers einer positiven Dehnung, ein Linksausschlag einer negativen Dehnung (= Stauchung) entsprach.

Die von uns gemessene Spannungsänderung ist nach dem Ohm'schen Gesetz (Spannung = Widerstand x Stromstärke) einer Widerstandsänderung in den Dehnungs-

meßstreifen direkt proportional und somit, wie in 3.2.3. beschrieben, ein direkter Parameter für die Dehnung des Knochens.

Diese Messungen waren schon am zweiten postoperativen Tag bis auf eine Ausnahme nicht mehr wiederholbar. Weder bei manueller Dehnung und Stauchung noch bei intermittierender Belastung des Knochens durch Laufen der Tiere konnte eine Spannungsänderung registriert werden.

Nachdem wir mögliche Fehlerquellen im Bereich des Steckers, der Kabel, der Dehnungsmeßstreifen und des Meßgerätes ausgeschlossen hatten, entschlossen wir uns, die Tiere zu töten, um eine direkte Kontrolle der Applikationsstelle der DMS vornehmen zu können. Dabei zeigte sich, daß die Ursache für die erfolglosen Meßversuche eine Ablösung der Dehnungsmeßstreifen von der Knochenoberfläche gewesen war. Bei einem der Hunde lag die Ursache in einem Defekt an der Lötstelle.

In Kenntnis der Fehlerursache wurden nun andere Klebstoffe für die Befestigung der DMS verwendet. Trotzdem gelang es uns nicht, die DMS über einen ausreichend langen Zeitraum auf der Knochenoberfläche

zu fixieren, so daß einwandfreie Messungen möglich gewesen wären.

Aus diesem Grunde wurde auf eine Weiterführung der in-vivo-Messungen mittels DMS verzichtet.

4.2. Röntgenuntersuchung

Die direkt nach der Operation und unmittelbar vor dem Tode der Tiere angefertigten Röntgenbilder der Vorderläufe in zwei Ebenen zeigten im Bereich des Radius keine signifikanten Unterschiede bei vergleichender Betrachtung der unterschiedlich belasteten Knochen. Es konnte weder eine Umfangs- noch eine Strukturveränderung sicher festgestellt werden.

Eine deutliche Umfangszunahme ließ sich lediglich bei dem Radius eines Hundes aus der Sechs - Wochen - Gruppe feststellen. Allerdings war dies auf eine intraoperative Verletzung mit der oszillierenden Säge und der daraus resultierenden Periostreaktion zurückzuführen und nicht auf eine Reaktion des Knochens auf die mechanische Mehrbelastung.

4.3. Szintigrafische Untersuchung

Der Versuch, durch szintigrafische Untersuchungen eine Aktivitätsmehranreicherung des mehrbelasteten Radiusknochens im Seitenvergleich zum normalbelasteten festzustellen, schlug fehl. Eine Veränderung der Aktivität im Bereich des mehrbelasteten linken Radius im Vergleich zum rechten konnte nicht festgestellt werden. Lediglich im Bereich der Ulna war sowohl bei der Sechs - Wochen - Gruppe als auch - besonders deutlich - bei der Zwei Wochen Gruppe eine erhebliche Aktivitätsmehrbelebung auf der operierten Seite festzustellen (siehe Abb. 11 und 12). Dies war zweifelsfrei durch die Überlagerung durch das noch aktive Operationsfeld bedingt. Dies ergibt sich eindeutig aufgrund der Unterschiede zwischen den beiden Hundegruppen. Die Abbildungen 11 und 12 zeigen, daß die Aktivitätsmehrbelebung im Bereich des linken Vorderlaufes bei dem Hund aus der Zwei - Wochen - Gruppe (Abb. 11) deutlich größer ist als bei dem Hund aus der Sechs - Wochen - Gruppe (Abb. 12). In zeitlich längerem Abstand vom Operationstermin läßt also die Aktivität nach, was für eine operationsbedingte Ursache der Aktivitätsmehrbelebung in beiden Gruppen spricht. Weiterhin ergibt sich diese Ursache auch aus der Lokalisation der Aktivitätsmehranreicherung in unmittelbarer Umgebung des Operations-

gebietes. Eine belastungsabhängige Reaktion für den Radiusknochen konnte also bei dieser Untersuchung nicht festgestellt werden.

Als Nebenbefund fanden wir, daß sich bei allen untersuchten Tieren eine Zunahme der Aktivität im Bereich der proximalen und distalen Gelenkflächen darstellt. Sie ist bei den verschiedenen Hunden unterschiedlich stark ausgeprägt, jedoch im Bereich des proximalen Gelenkes - also des Ellenbogengelenkes - stets deutlicher als im distalen. Dies ergab eine Auswertung der Szintigrafie - Bilder mit einem Rechner des Typs Kandi DS/C der Firma Krupp, bei der die Aktivität - ausgedruckt in % - über die gesamte zu untersuchende Knochenlänge aufgetragen wurde.

Dieses Ergebnis könnte eine Hinweis sein auf die Zunahme der Vaskularisierung in Gelenknähe unter mechanischer Mehrbelastung, die schon von STEINBERG und TRUETA (1981) beschrieben wurde. Bei dieser Untersuchung bedienten sich die Autoren der Methode der Mikroangiografie zum Nachweis der Vaskularisierungszunahme im Bereich des proximalen Femurs bei wachsenden Ratten.

Abbildung 11 : Szintigrafie - Bild der beiden Vorderläufe eines Hundes der Zwei - Wochen - Gruppe (linker Vorderlauf links). Deutliche Aktivitätsmehrbelebung im Bereich der resezierten Ulna links. Im Seitenvergleich beider Vorderläufe zeigt sich eine leichte Aktivitätsmehranreicherung im Bereich des linken (mehrbelasteten) Ellenbogen- und Handgelenkes.

Abbildung 12 : Szintigrafie - Bild der beiden Vorderläufe eines Hundes der Sechs - Wochen - Gruppe (der linke Vorderlauf ist rechts erkennbar). Im Vergleich zu Abbildung 11 verminderte Aktivitätsanreicherung im Bereich des OP - Gebietes. Geringe Mehranreicherung an den proximal und distal des OP - Gebietes liegenden Gelenken.

ABB. 11

ABB. 12

4.4. Computertomographische Untersuchung

Die bei der in acht Millimeter Abständen durchgeführten Computertomographie der Radiusknochen in identischer Schichthöhe gewonnenen Querschnittsbilder (siehe Abbildung 25 auf Seite 68) wurden bezüglich der Fläche von Markraum und Knochenrinde und der Knochendichte untersucht. Die auf Floppy Disc gespeicherten Bilder (siehe Abb. 25)wurden mit Hilfe des Evaluscops ausgewertet.

4.4.1. Fläche des Knochenringes

Die Fläche des Knochenringes wurde sowohl mit Hilfe des Evaluscopes als auch durch den erwähnten Rechner der Firma Hewlett Packard nach Eingabe über einen Digitalisierer bestimmt. Beide Untersuchungsarten führten zu gleichen Ergebnissen. Grafisch dargestellt wurden die computertomographisch ermittelten Flächen.

Die Abbildungen 13, 14 und 15 zeigen die Einzelflächen des Knochenringes jeder Schicht über die gesamte Knochenlänge aufgetragen. Abbildung 13 zeigt dies für einen Hund der Kontrollgruppe. Die Fläche des Knochenringes zeigt keinen deutlich erkennbaren Unterschied beim Vergleich identischer Querschnittsbilder des rechten und linken Radius.

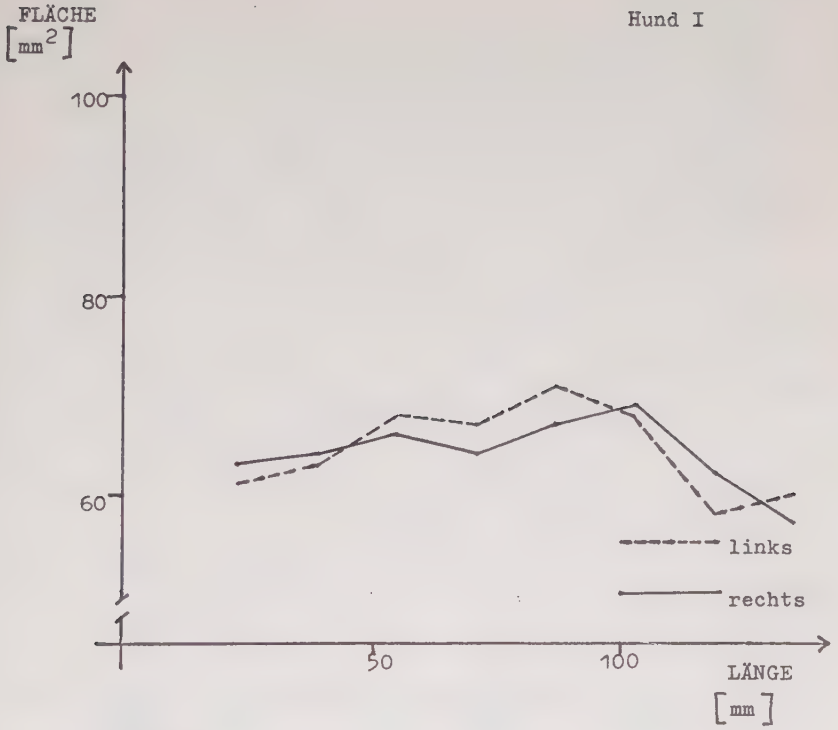


ABB. 13

Computertomographisch ermittelte Fläche des Knochenringes des rechten und linken Radius eines Hundes der Kontrollgruppe.

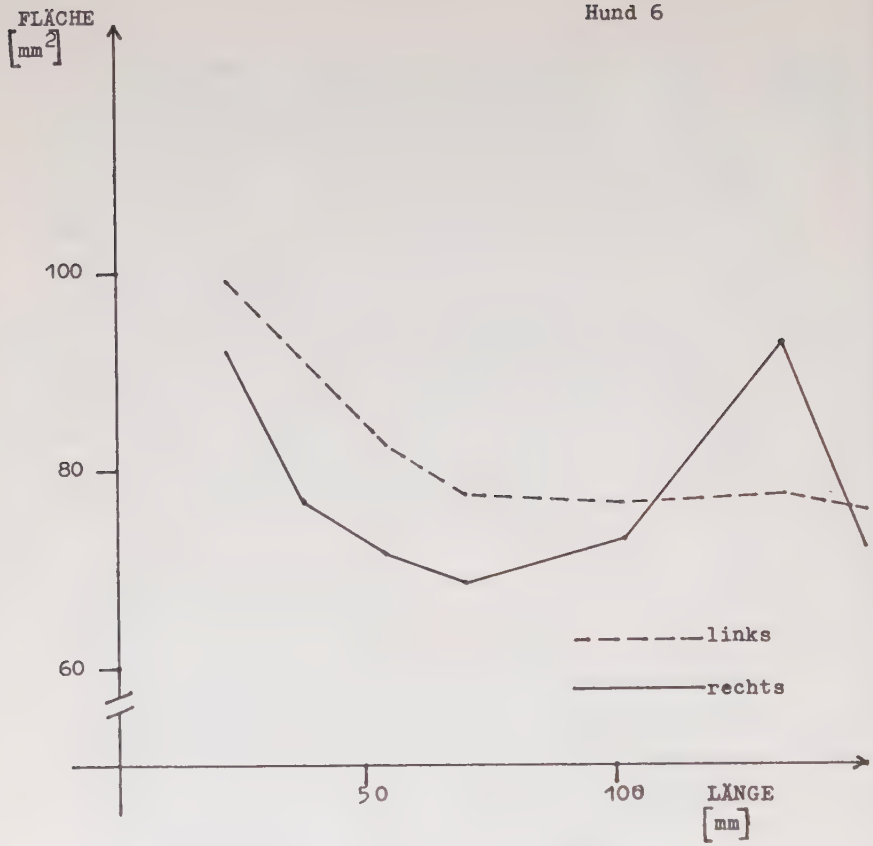


ABB. 14

Computertomographisch ermittelte Fläche des Knochenringes des rechten und linken Radius eines Hundes der 6 Wochengruppe

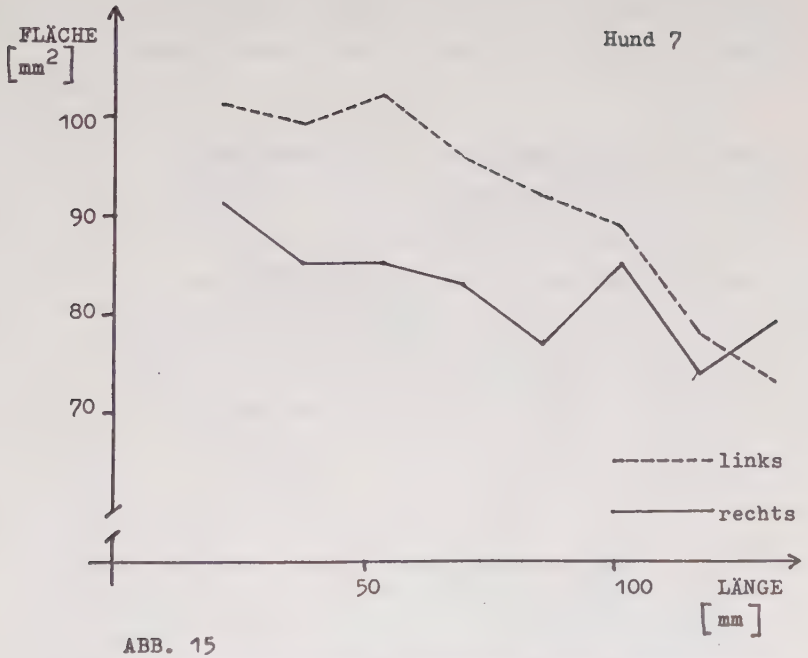


ABB. 15

Computertomographisch ermittelte Fläche des Knochenringes des rechten und linken Radius eines Hundes der 2 Wochengruppe

Bei den Hunden der Zwei - Wochen - und Sechs - Wochen - Gruppe (Abbildung 15 und 14) zeigt sich ein deutlicher Dickenzuwachs der Knochenrinde des mehrbelasteten Knochens. Bei beiden Gruppen war der größte Unterschied im Bereich der Diaphyse erkennbar.

Weiterhin zeigt sich, daß die Flächendifferenz zwischen linkem (mehrbelastetem) und rechtem (normalbelastetem) Radius bei der Zwei - Wochen - Gruppe im Durchschnitt geringfügig größer war als bei der Sechs - Wochen - Gruppe. Neben Knochenanlagerungsvorgängen scheint es bei zunehmender Dauer der Mehrbelastung auch zu Resorbtionsvorgängen zu kommen.

4.4.2. Fläche des Markraumes

Die Flächenbestimmung des Markraumes mit Hilfe des Evaluscopes zeigte in beiden Gruppen, die einer Mehrbelastung ausgesetzt waren, eine kleinere Markhöhle auf der Seite des mehrbelasteten Knochens (Abbildungen 17 und 18). Bei der Kontrollgruppe

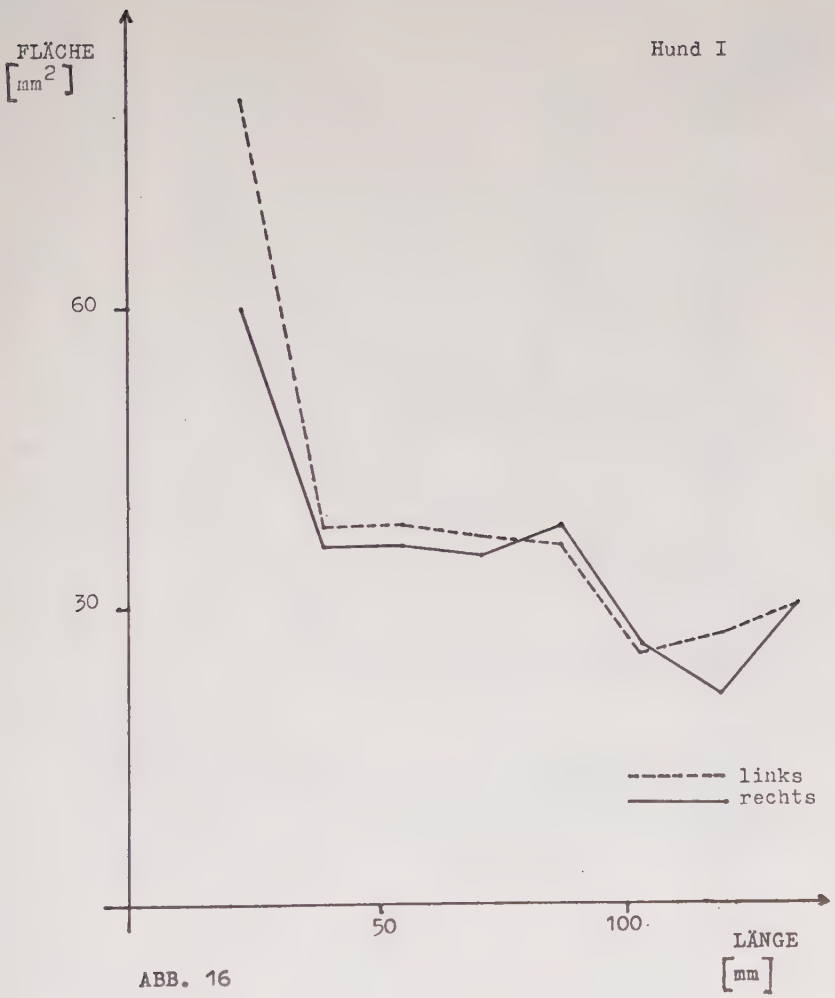


ABB. 16

Computertomographisch ermittelte Fläche des Markraumes des rechten und linken Radius eines Hundes der Kontroll-gruppe

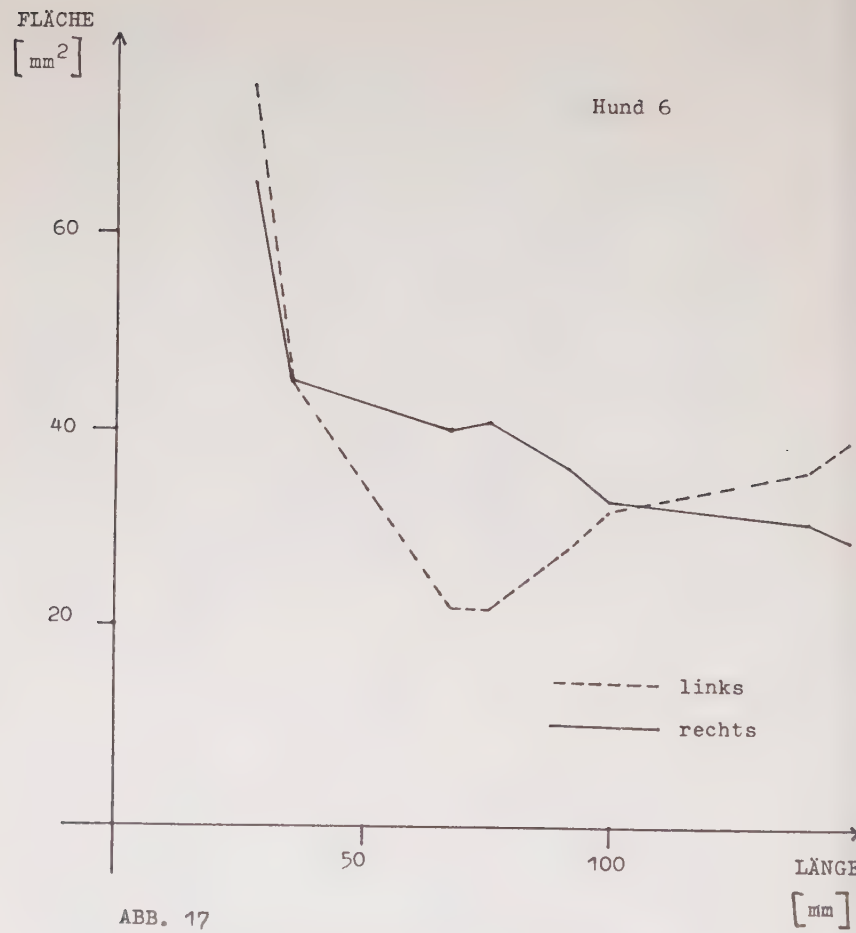


ABB. 17

Computertomographisch ermittelte Fläche des Markraumes des rechten und linken Radius eines Hundes der 6 Wochengruppe

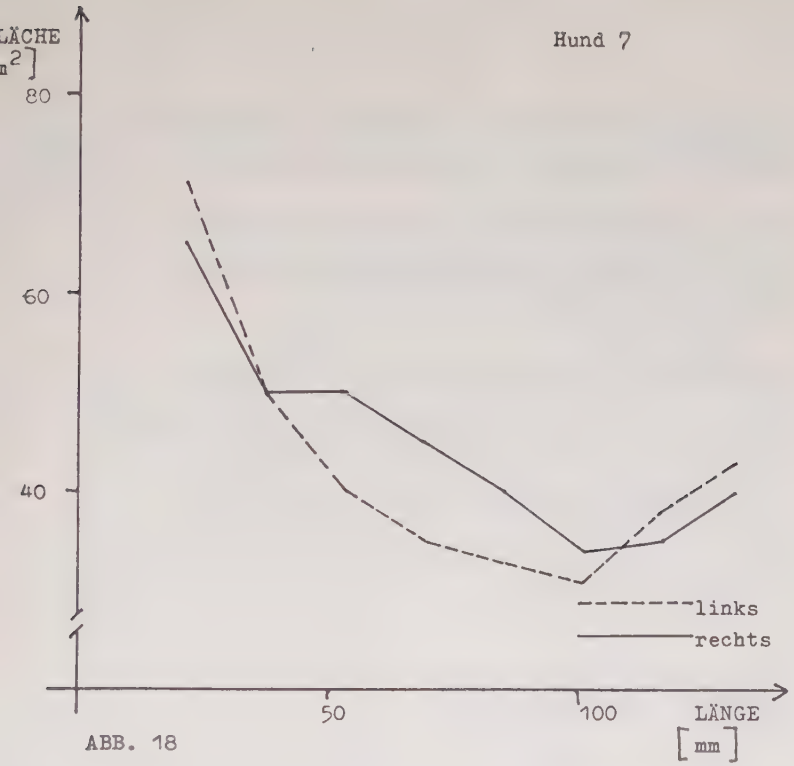


ABB. 18

Computertomographisch ermittelte Fläche des Markraumes des rechten und linken Radius eines Hundes der 2 Wochen-gruppe

ergab sich keine deutlich erkennbare Flächendifferenz zwischen rechtem und linkem Radius (Abbildung 16).

Die Flächenunterschiede im Bereich der Markhöhle lassen auf eine belastungsabhängige Reaktion des Endostes schließen.

Beide Resultate, die Verkleinerung der Markhöhle und die Verdickung des Knochenringes, lassen erkennen, daß sich der Knochen durch Knochenanlagerung an die Mehrbelastung adaptiert. Im Verlaufe dieser Anpassung scheinen ebenfalls Resorbtionsvorgänge eine Rolle zu spielen.

4.4.3. Dichtebestimmungen

Mit Hilfe des Evaluscopes war es möglich, die Dichte im Bereich des Knochenringes zu bestimmen. Dabei interessierte nicht so sehr die Dichte des gesamten Knochenringes, sondern vielmehr die Dichte an der Konkav- bzw. Konvexseite des Knochens. In den Abbildungen 19 - 24 wurden die Dichtewerte an der Konkav- und Konvexseite jeweils eines Knochens in einer Grafik dargestellt.

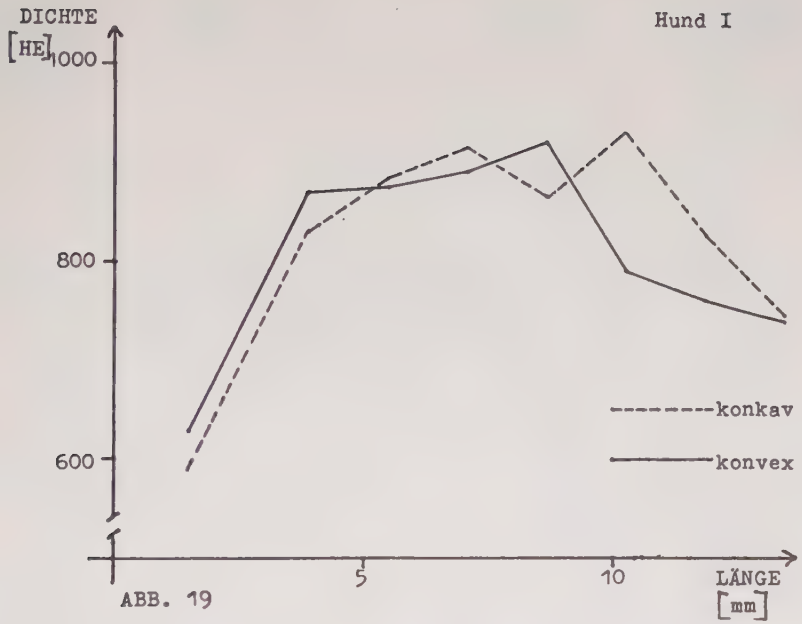


ABB. 19

Computertomographisch ermittelte Dichte an der Konkav- bzw. Konvexseite des rechten Radius eines Hundes der Kontrollgruppe

HE = Houndsfield - Einheiten

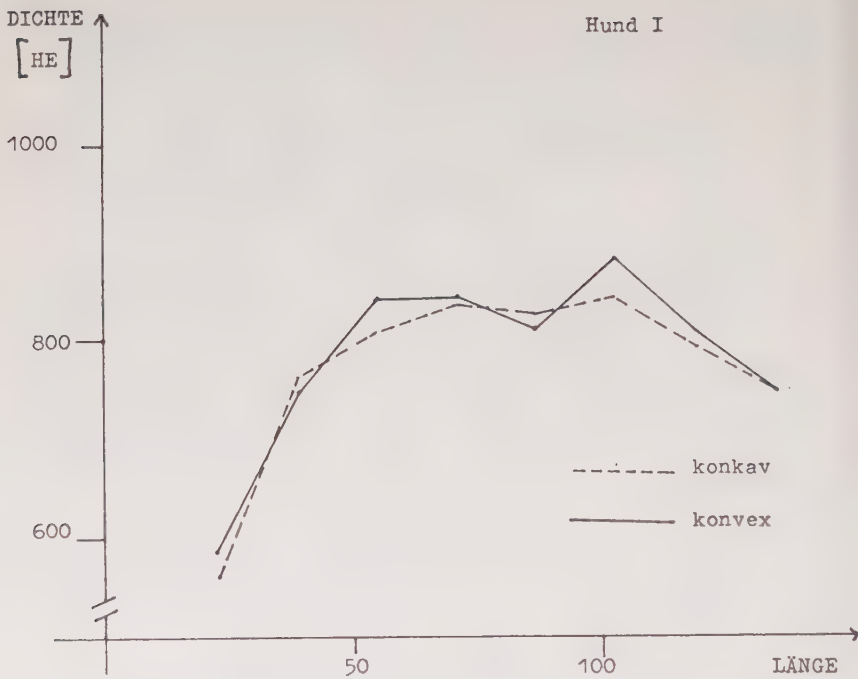


ABB. 20

Computertomographisch ermittelte Dichte an der Konkav- bzw. Konvexseite des linken Radius eines Hundes der Kontrollgruppe

HE = Houndsfieldeinheiten

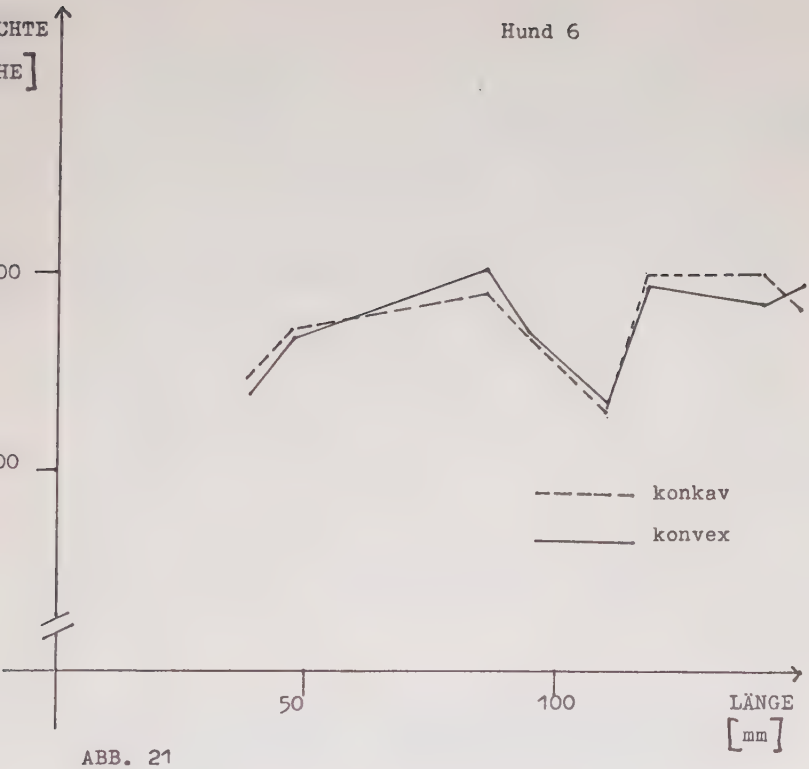


ABB. 21

Computertomographisch ermittelte Dichte an der Konkav- bzw. Konvexseite des rechten Radius eines Hundes der 6-Wochengruppe

HE = Houndsfield - Einheiten

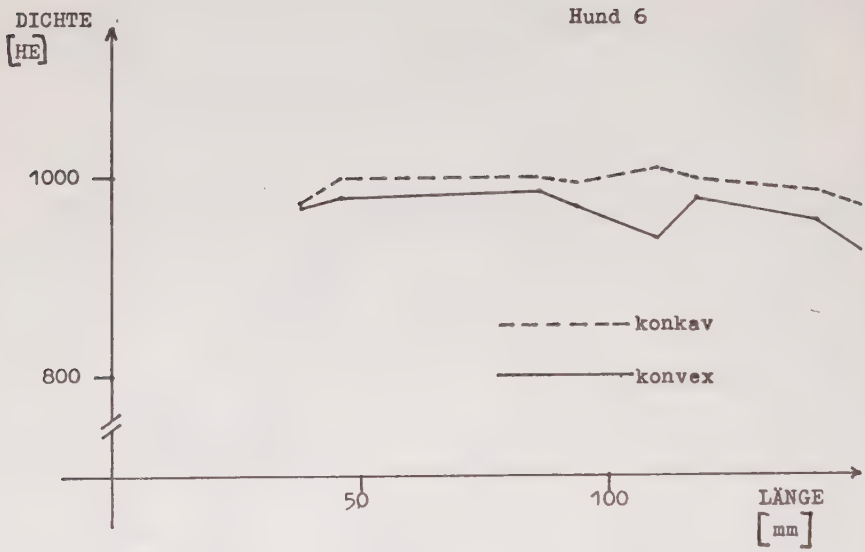


ABB. 22

Computertomographisch ermittelte Dichte an der Konkav- bzw. Konvexseite des linken Radius eines Hundes der 6 Wochengruppe

HE = Houndsfield - Einheiten

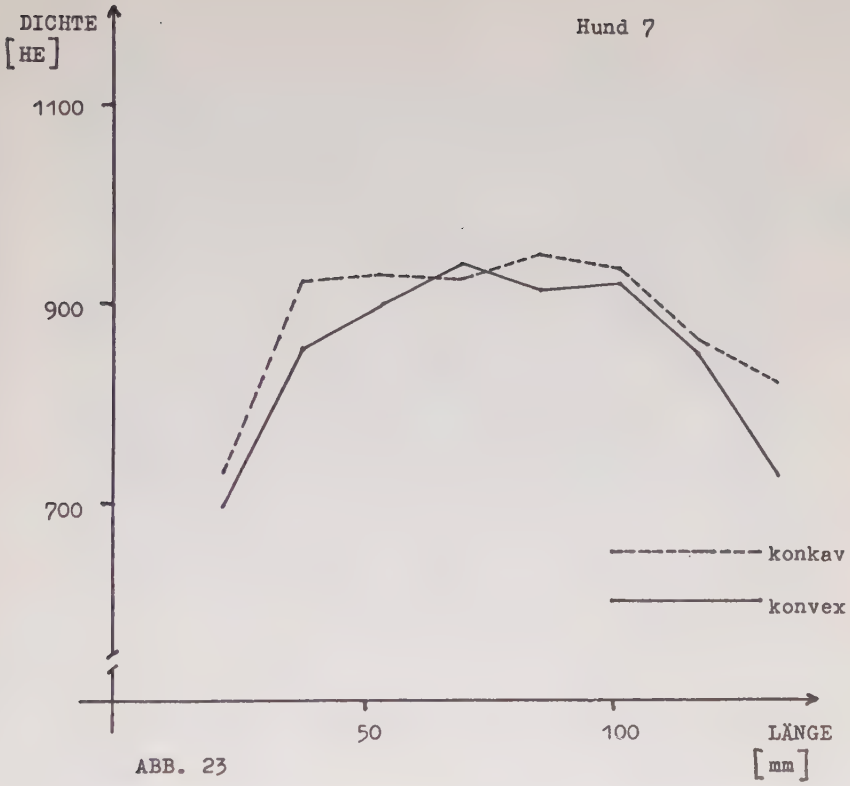


ABB. 23

Computertomographisch ermittelte Dichte an der Konkav- bzw. Konvexseite des rechten Radius eines Hundes der 2 Wochengruppe

HE = Houndsfield - Einheiten

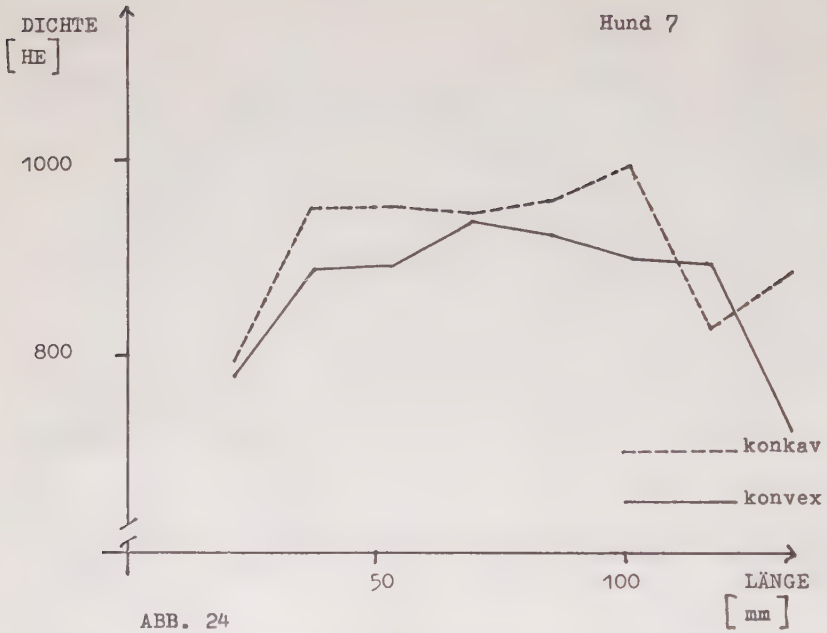


ABB. 24

Computertomographisch ermittelte Dichte an der Konkav- bzw. Konvexseite des linken Radius eines Hundes der 2 Wochengruppe

HE = Houndsfield - Einheiten

Die Abbildungen 19 - 24 zeigen, daß sowohl bei der Zwei - Wochen - Gruppe als auch bei der Sechs - Wochen - Gruppe die Knochenrinde an der Konkavseite des mehrbelasteten Radius tendenzmäßig dichter ist als an der Konvexseite. Der normalbelastete Knochen zeigte ebenso wie die Radii der Kontrollgruppe keinen sicheren Unterschied in der Dichte zwischen der Konkavseite und der Konvexseite. Dieses Ergebnis zeigte sich bei allen bisher untersuchten Knochen.

Umbauvorgänge scheinen sich also vornehmlich an der Konkavseite eines mehrbelasteten Knochens abzuspielen aufgrund der vermehrten Druckbelastung.

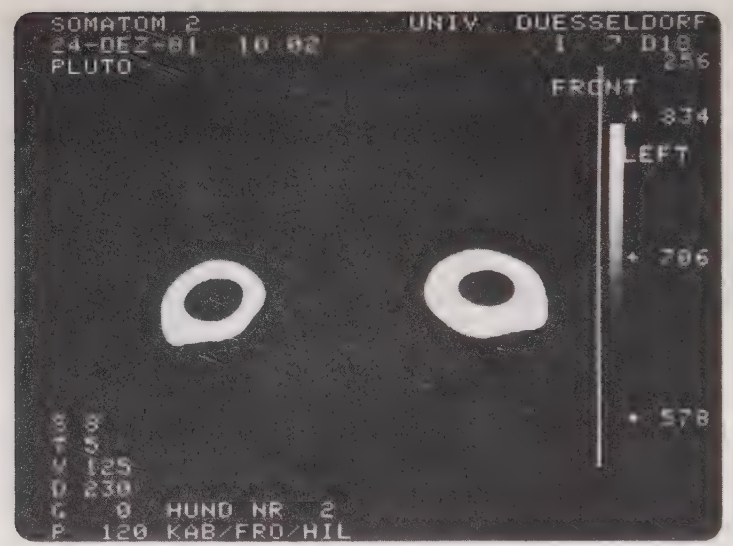


ABB. 25

Die Abbildung 25 zeigt die computertomographisch ermittelten Querschnittsbilder des rechten und linken Radius eines Hundes der Sechs - Wochen - Gruppe in Höhe des proximalen Drittels der Diaphyse. Es ist deutlich zu erkennen, daß im Vergleich die Markhöhle des linken Radius (hier rechts dargestellt) kleiner ist als die des rechten und der Knochenring deutlich dicker.

4.5. Auswertung der durch Computer ermittelten Kennwerte des Knochens

4.5.1. Hauptträgheitsmomente und Fläche der Knochenringe

Die nach Digitalisierung der computertomographisch gewonnenen Querschnittsbilder vom Computer errechneten relevanten Größen waren die Fläche der einzelnen Knochenringe und das maximale und minimale Trägheitsmoment (I_{max} und I_{min}). Die Hauptträgheitsmomente sind Parameter für die Steifigkeit des Knochens in seiner Hauptbelastungsebene - sie entspricht der um den Winkel Alpha (siehe Abb. 5 - 8) gedrehten Sagittalebene - bzw. in der senkrecht dazu stehenden minimalen Belastungsebene - sie entspricht der ebenfalls um den Winkel Alpha gedrehten Frontalebene. Steifigkeit und Elstizität des Knochens stehen in einem umgekehrt proportionalen Zusammenhang. Bei allen untersuchten Knochen lagen die Werte für das maximale Trägheitsmoment stets über denen für das minimale Trägheitmoment. In beiden angesprochenen Belastungsebenen scheint also ein für die physiologische

Belastung optimales Verhältnis zwischen Steifigkeit und Elastizität zu bestehen, das in der maximalen Belastungsrichtung zugunsten der Steifigkeit gegenüber der minimalen Belastungsebene verschoben ist.

Die Abbildungen 26 - 29 zeigen die maximalen und minimalen Trägheitsmomente für den rechten und linken Radius der Zwei - und Sechs - Wochen - Gruppe. Bei beiden Gruppen ist im direkten Vergleich zwischen rechts und links eine Zunahme des maximalen Trägheitsmomentes zu erkennen. Vergleicht man die beiden Gruppen miteinander, so war die Zunahme des maximalen Trägheitsmomentes nach sechs Wochen stärker als nach zwei Wochen. Daraus ergibt sich, daß die Steifigkeit des Knochens bei länger andauernder Mehrbelastung in dem untersuchten Zeitraum zunimmt. Somit verschiebt sich das Verhältnis von Steifigkeit zu Elastizität im Bereich der Hauptbeanspruchungsrichtung zuungunsten der Elastizität.

Es zeigt sich , daß nach zweiwöchiger Mehrbelastung die Fläche der Knochenringe stärker zugenommen hatte als nach sechswöchiger Mehrbelastung. Dies wurde auch schon durch die computertomographisch ausgewerteten Schichtbilder gefunden. Da die Flächenzunahme des

Knochenringes gleichzusetzen ist mit einer Substanzzunahme, reagiert der Knochen auf die Mehrbelastung zunächst mit einer Neubildung von Knochenmaterial, das aber mit zunehmender Dauer der Mehrbelastung wieder abgebaut wird. Diese Umbauvorgänge bewirken aber, wie die Zunahme von I_{max} zeigt, nicht unbedingt eine Qualitätsverbesserung des Knochens bezüglich seiner mechanischen Eigenschaften. Dies wird auch in den unten beschriebenen Bruchtest deutlich.

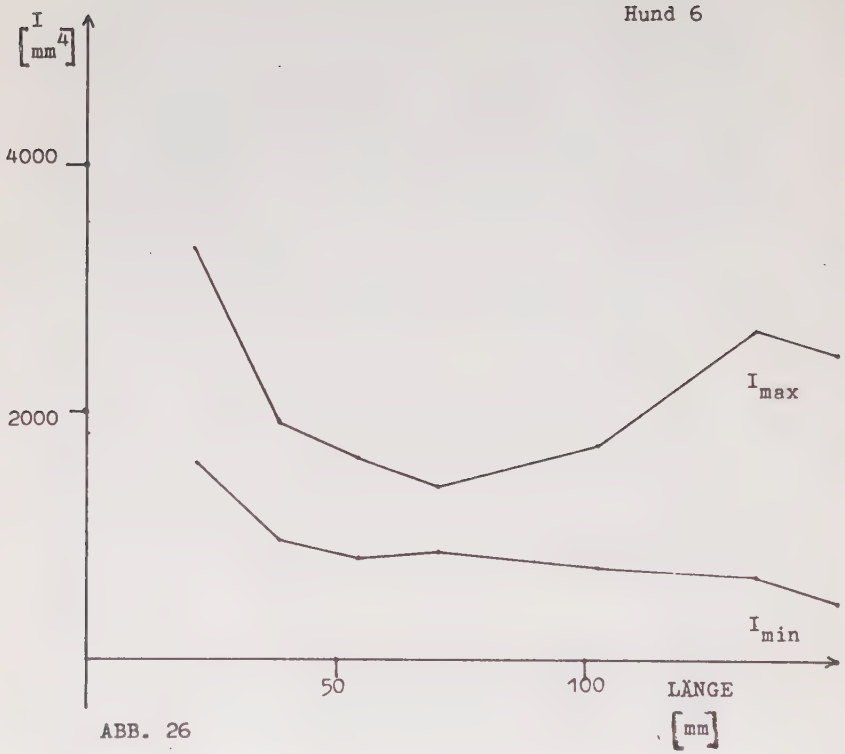


ABB. 26

Darstellung der Hauptträgheitsmomente (max. und min. Trägheitsmoment) des rechten Radius eines Hundes der 6 Wochengruppe

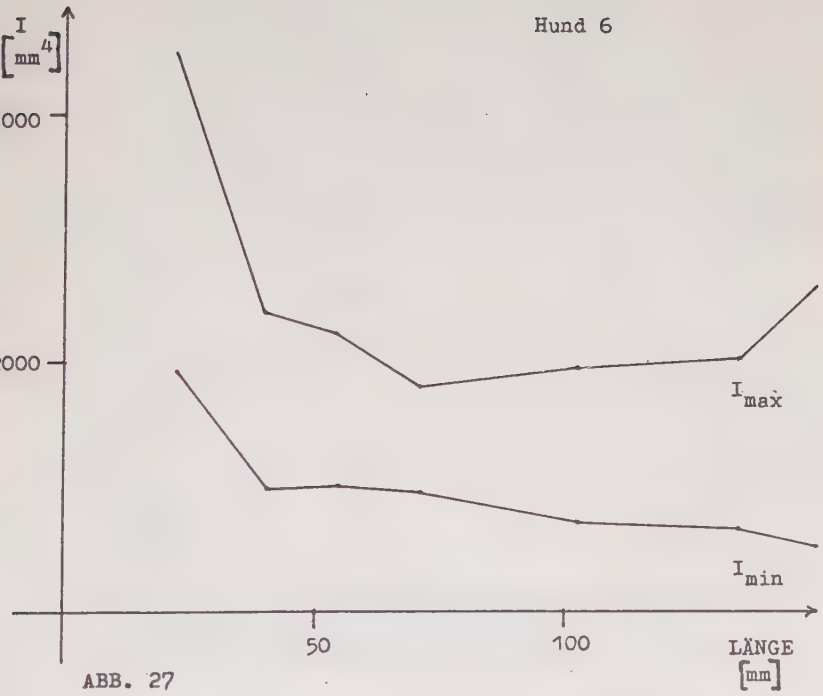


ABB. 27

Darstellung der Hauptträgheitsmomente (max. und min. Trägheitsmoment) des linken Radius eines Hundes der 6 Wochengruppe

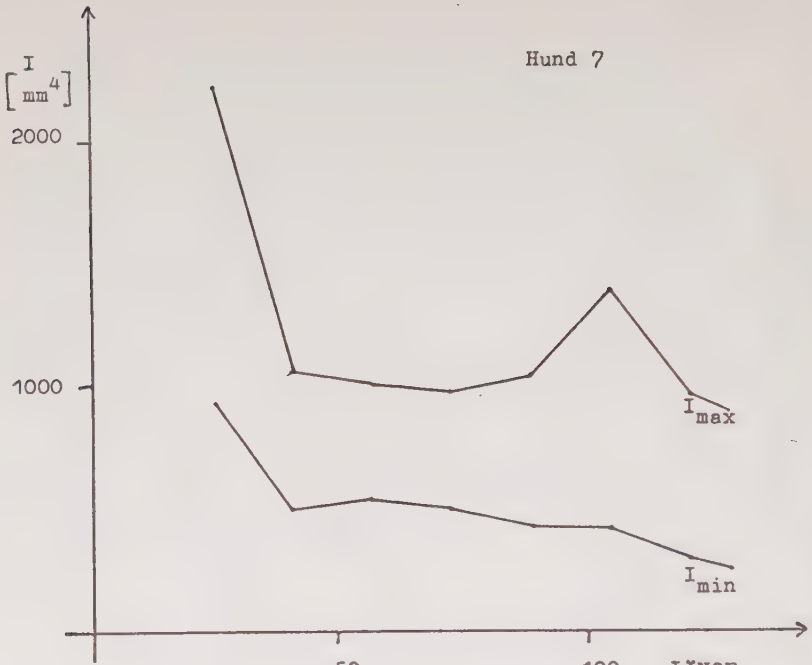


ABB. 28

Darstellung der Hauptträgheitsmomente (max. und min. Trägheitsmoment) des rechten Radius eines Hundes der 2 Wochengruppe

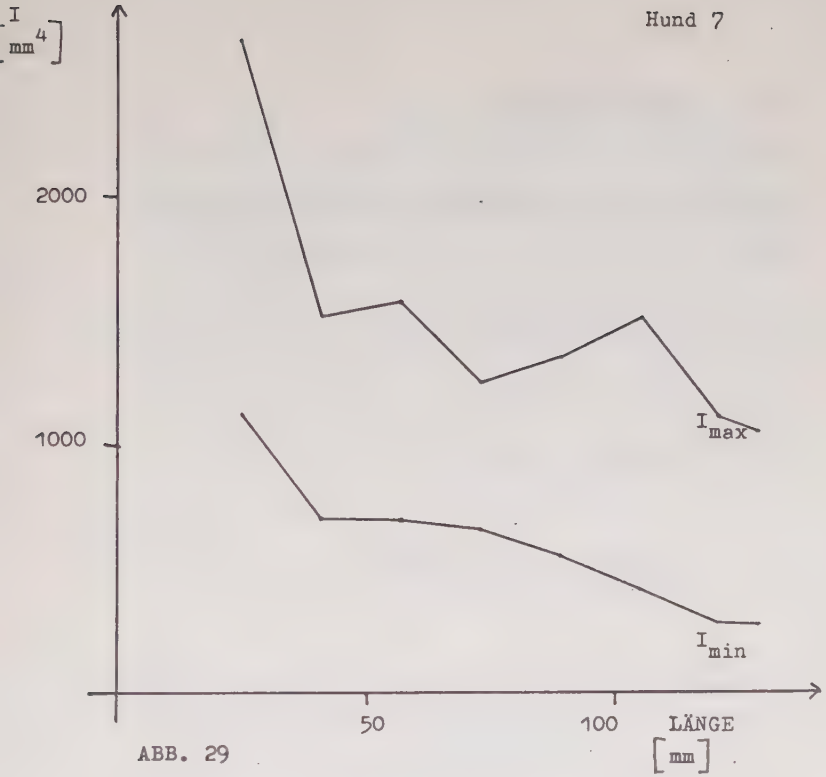


ABB. 29

Darstellung der Hauptträgheitsmomente (max. und min. Trägheitsmoment) des linken Radius eines Hundes der 2 Wochengruppe

4.5.2. Spannungskurven

Die Kenntnis des maximalen und minimalen Trägheitsmomentes für jeden einzelnen Knochenquerschnitt war die Voraussetzung für das Erstellen einer Spannungskurve für jeden der Knochen. Für die Spannung, die einem beliebig zu wählenden Punkt bei konstantem äußeren Moment (M) anliegt, gilt die bereits auf Seite 44 angegebene Beziehung:

$$S \left[\frac{N}{mm^2}\right] = \frac{M}{W} \left[\frac{N \cdot mm}{mm^3}\right] \qquad (1)$$

S = Spannung

M = von außen einwirkendes, konstantes Biegemoment

W = Widerstandsmoment

Das Widerstandsmoment ist definiert als:

$$W \left[mm^3\right] = \frac{I}{e} \left[\frac{mm^4}{mm}\right] \qquad (2)$$

I = Trägheitsmoment

e = Abstand der äußeren Form von der Trägheitsachse

Die Werte für I wurden von dem Computer direkt ausgedruckt, während die Werte für e aus den Diagrammen jedes Einzelquerschnittes entnommen wurden (siehe Abbildung 30).

Ersetzt man nun das Widerstandsmoment W aus Gleichung (1) durch das W in Gleichung (2) , so ergibt sich:

$$S \left[\frac{N}{mm^2}\right] = \frac{M \cdot e}{I} \left[\frac{N \cdot mm \cdot mm}{mm^4}\right]$$

$$= M \cdot \frac{e}{I} \left[\frac{N}{mm^2}\right] \qquad (3)$$

Mit Hilfe dieser Gleichung kann man für jeden Knochenquerschnitt die Spannung errechnen: e und I wurden vom Computer errechnet, das Biegemoment war für jeden Querschnitt das gleiche.

Zur Ermittlung der Spannung, die jedem einzelnen Punkt des Knochens anliegt, kann man nun den Quotienten aus e und I über die gesamte Knochenlänge auftragen. Dabei erhält man selbstverständlich nur den Verlauf der Spannungskurve, nicht aber die absoluten Werte der Spannung, die aber durch Multiplikation mit einer

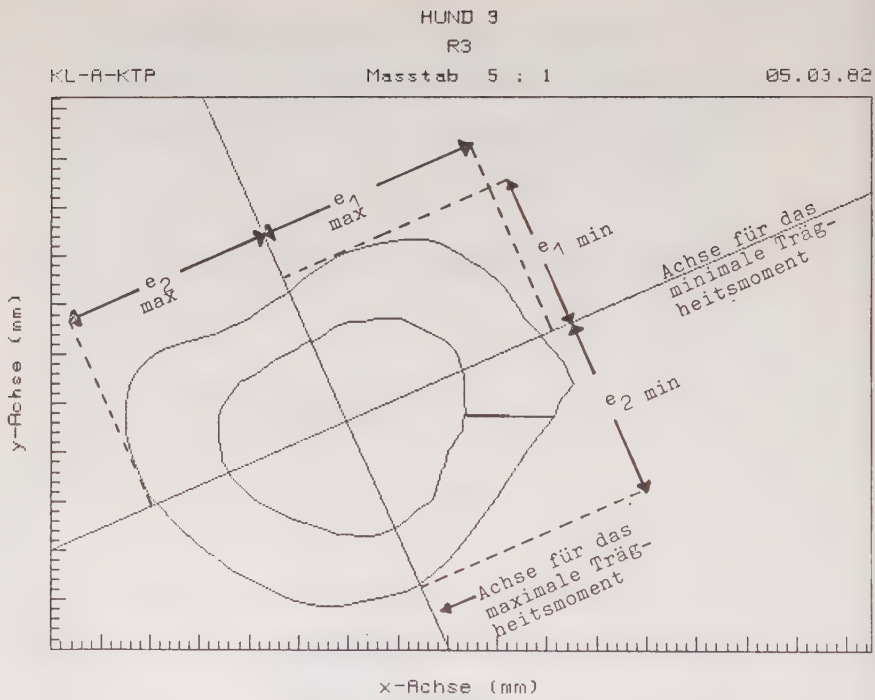


ABB. 30

Die Abbildung zeigt das vom Computer ausgedruckte Diagramm, nachdem die Daten über einen Digitalisierer eingegeben wurden. Eingetragen sind weiterhin die Achsen der Trägheitsmomente sowie die Abstände der äußeren Form von den Hauptachsen (e_{min} und e_{max}).

Konstanten, nämlich dem Biegemoment M, ermittelt werden können (Gleichung 3). Der Quotient aus e und I ist also der Spannung, die dem Knochen anliegt, proportional. Da diese Spannung direkte Rückschlüsse auf das mechanische Verhalten des Knochens zuläßt, konnte bereits vor der Prüfung der mechanischen Eigenschaften durch den Wechselbiegeversuch eine Aussage über das Bruchverhalten der Knochen gemacht werden, ohne das Biegemoment zu kennen.

Wenn man die Spannungskurven sowohl für das maximale als auch für das minimale Trägheitsmoment grafisch darstellt (Abbildungen 31 - 36), so erkennt man, daß die Spannungskurve für das maximale Trägheitsmoment des mehrbelasteten Radius im Vergleich zur Gegenseite im Diaphysenbereich abnimmt, während die Spannungskurve für das minimale Trägheitsmoment bis auf marginale Unterschiede gleichbleibt.

Für die Kontrollgruppe zeigten sich im Kurvenverlauf beider Trägheitsmomente keine bzw. nur sehr geringe Unterschiede im Vergleich der beiden Radii miteinander (Abbildung 31 und 32).
Die Spannungskurven für das maximale Trägheitsmoment sowohl der Sechs - Wochen - Gruppe als auch der

Zwei - Wochen - Gruppe (Abbildungen 32 - 36) zeigten im Bereich des mehrbelasteten linken Radius eine deutliche Abflachung, während sich bei beiden Gruppen die Spannungskurven für das minimale Trägheitsmoment kaum veränderten.

Der Knochen wird somit nach Resektion der Ulna weiterhin physiologisch, jedoch mehr in seiner maximalen Trägheitsachse beansprucht. Es ist einsichtig, daß der Knochen bei einer Dauerbeanspruchung an der Stelle bricht, an dem er die größte Spannung bei gleichem äußeren Moment aufweist. Dies ergibt sich auch aus der rechnerischen Beziehung, die in Formel (2) dargestellt ist:

$$\frac{e}{I} = \frac{1}{W}$$

Die dargestellte Spannungskurve verhält sich also reziprok zum Widerstandsmoment. Wegen der unterschiedlichen Widerstandsmomente längs des Knochens ist auch die Spannungsverteilung unterschiedlich. Im Bereich des geringsten Widerstandsmomentes ist sie am größten.

Der Bruch bei mechanischer Beanspruchung im Wechselbiegeversuch war aufgrund der Spannungskurve im Diaphysenbereich zu erwarten, da den Knochen dort die größte Spannung anlag.

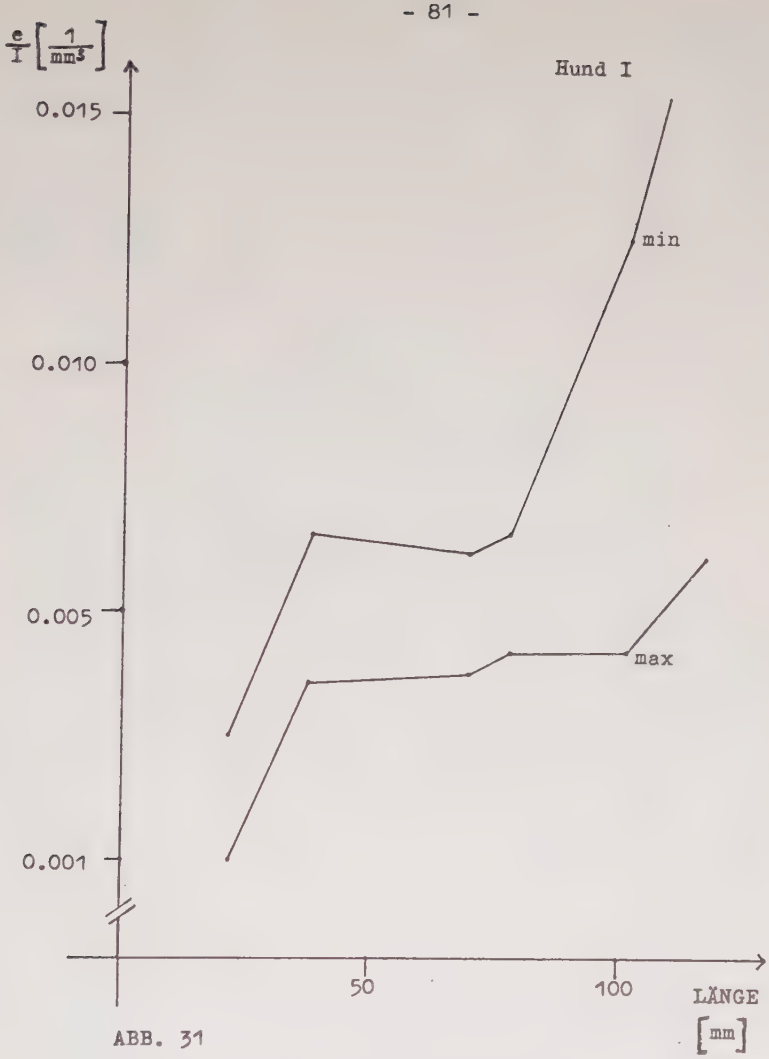


ABB. 31

Spannungsverteilung an verschiedenen Punkten des Radius bei konstantem äußeren Biegemoment. Maximale und minimale Spannung für den rechten Radius eines Hundes der Kontrollgruppe

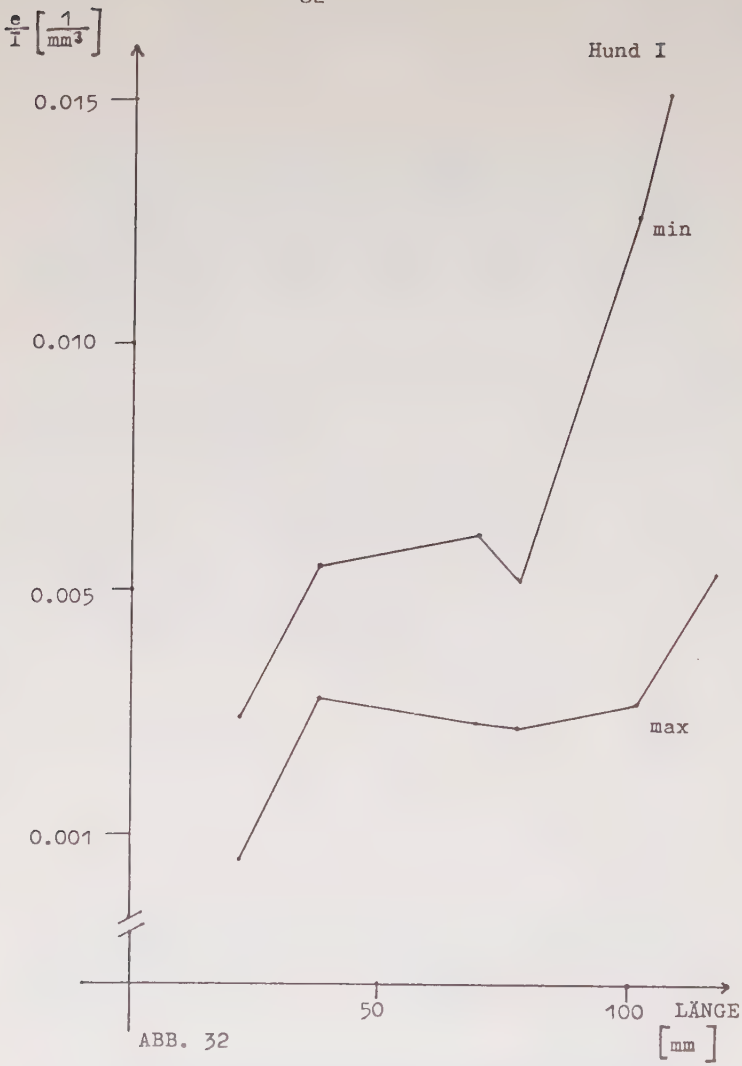


ABB. 32

Spannungsverteilung an verschiedenen Punkten des Radius bei konstantem äußeren Biegemoment. Maximale und minimale Spannung für den linken Radius eines Hundes der Kontrollgruppe

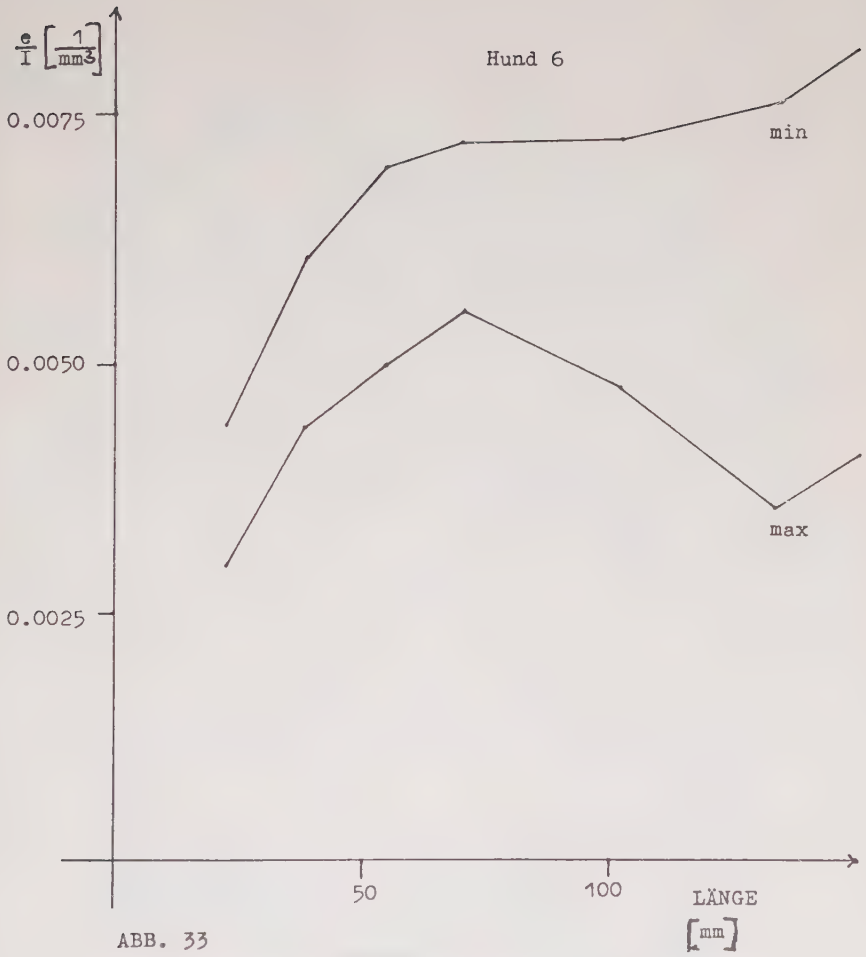


ABB. 33

Spannungsverteilung an verschiedenen Punkten des Radius bei konstantem äußeren Biegemoment. Maximale und minimale Spannung für den rechten Radius eines Hundes der 6 Wochengruppe

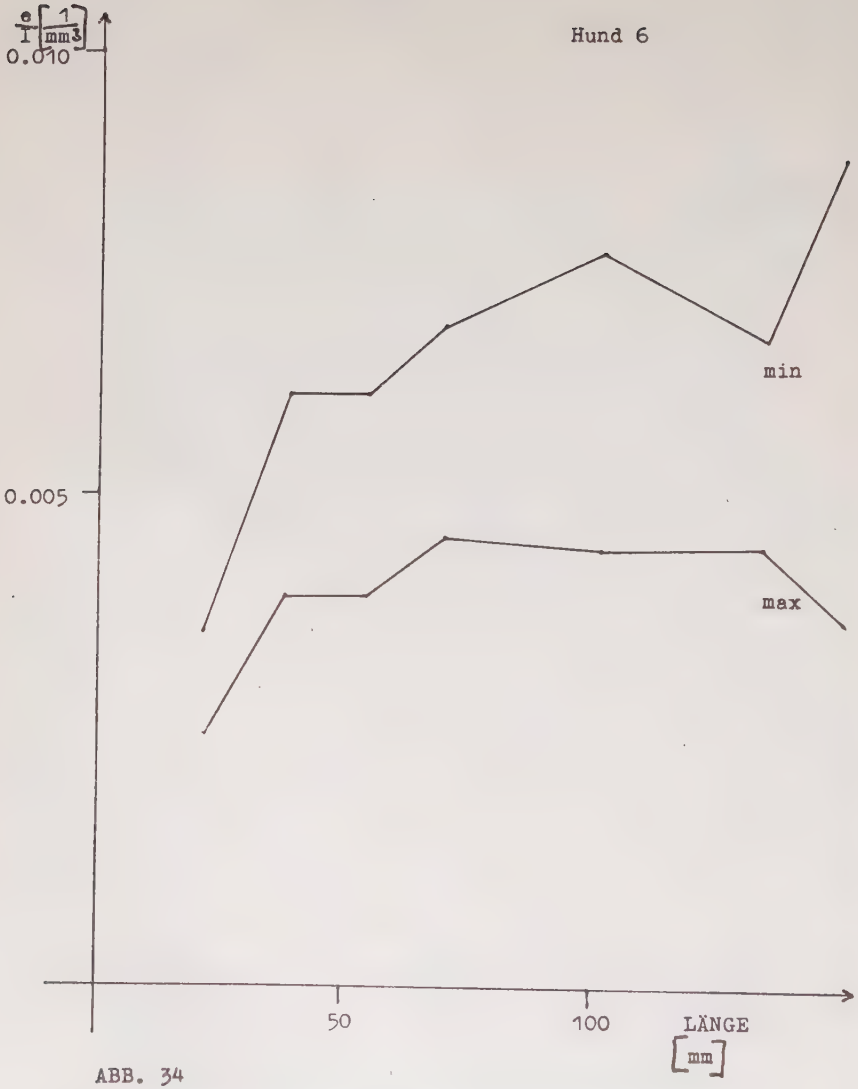


ABB. 34

Spannungsverteilung an verschiedenen Punkten des Radius bei konstantem äußeren Biegemoment. Maximale und minimale Spannung für den linken Radius eines Hundes der 6 Wochengruppe

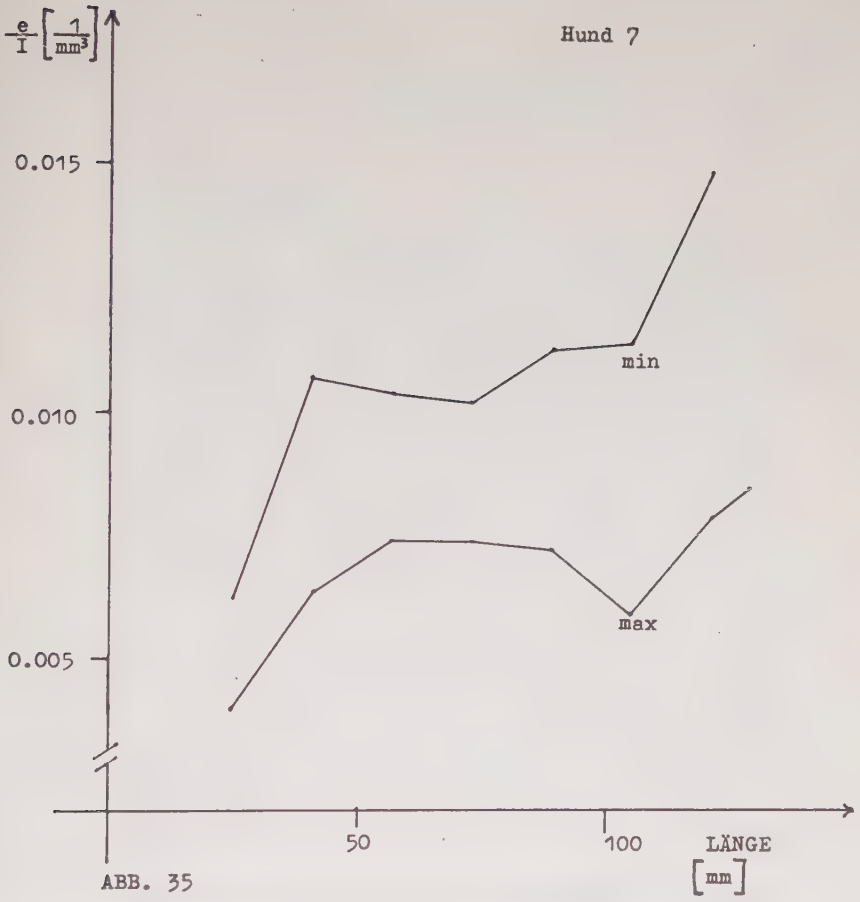


ABB. 35

Spannungsverteilung en verschiedenen Punkten des Radius bei konstantem äußeren Biegemoment. Maximale und minimale Spannung für den rechten Radius eines Hundes der 2 Wochengruppe

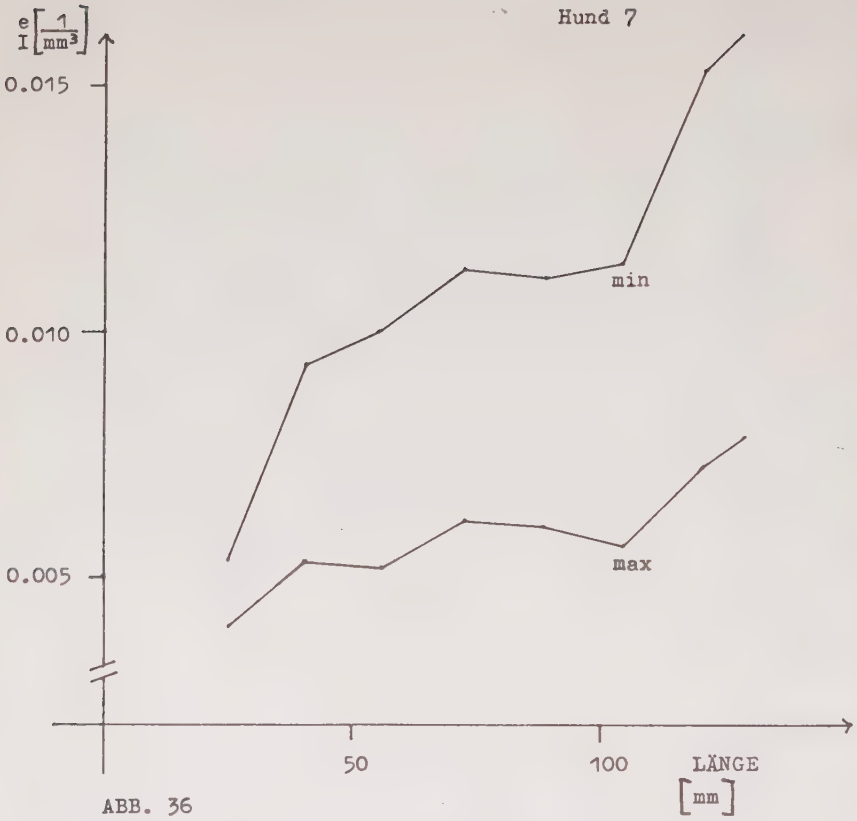


ABB. 36

Spannungsverteilung an verschiedenen Punkten des Radius bei konstantem äußeren Biegemoment. Maximale und minimale Spannung für den linken Radius eines Hundes der 2 Wochengruppe

4.6. Ergebnisse der mechanischen Prüfung

4.6.1. Bruchtest

Wie in 3.2.9. bereitsbeschrieben, wurde die Festigkeitsuntersuchung zur Prüfung der mechanischen Eigenschaften der Knochen mit dem Biegewechselversuch durchgeführt. Nach identischer Einspannung der Knochen in die Exzentermaschine wurden sie einem konstanten äußeren Biegemoment ausgesetzt. Die Frequenz lag bei fünf Biegewechseln pro Sekunde. Ermittelt wurde die Lastspielzahl, bei der es zum Bruch des Knochens kam.

Es zeigte sich, daß die mehrbelasteten Knochen im Bereich der Diaphyse brachen, was aufgrund der zuvor angefertigten Spannungskurve auch zu erwarten war. Die normalbelasteten Radii brachen im Bereich der Metaphyse.

Die Lokalisation der Bruchstelle ermöglichte nun die rechnerische Bestimmung der dem Knochen anliegenden Spannung. Zur Ermittlung der für die Rechnung relevanten Größen gab es zwei Möglichkeiten:

1. Aus dem coputertomographisch ermittelten Knochenquerschnitt der Bruchstelle wurden die Werte für e und I bestimmt und in die Gleichung (3) eingesetzt. Das konstante Biegemoment M war bekannt, und so konnte die dem Knochen an der Bruchstelle anliegende Spannung S errechnet werden.

2. Die Bruchstelle des Knochens wurde auf der Spannungskurve bestimmt, wodurch der Quotient aus e und I direkr abgelesen werden konnte. Die Multiplikation dieses Quotienten mit dem Biegemoment M ergab die Spannung.

Anhand eines ausgewählten Knochenpaares aus jeder Gruppe wollen wir die unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften der untersuchten Knochen darstellen.

HUND I (Kontrollgruppe) :

Das von außen aufgebrachte Biegemoment betrug bei beiden Radii 17,5 Nm. Gemessen wurden Lastspielzahl bis zum Bruch, e (an der Bruchstelle) und I (an der Bruchstelle).

	rechts	links
Lastspielzahl	$8{,}5 \cdot 10^3$	$10{,}8 \cdot 10^3$
e (Bruchstelle)	6,4 mm	6,2 mm
I (Brucstelle)	1420 mm^4	1350 mm^4

Für den rechten Radius ergibt sich:

$$S \left[\frac{N}{mm^2}\right] = \frac{M \cdot e}{I} \left[\frac{N \cdot mm \cdot mm}{mm^4}\right]$$

$$= \frac{17{,}5 \cdot 10^3 \cdot 6{,}4}{1420} \left[\frac{N}{mm^2}\right]$$

$$= 78{,}9 \left[\frac{N}{mm^2}\right]$$

Für den linken Radius ergibt sich:

$$S \left[\frac{N}{mm^2}\right] = \frac{M \cdot e}{I} \left[\frac{N \cdot mm \cdot mm}{mm^4}\right]$$

$$= \frac{17{,}5 \cdot 10^3 \cdot 6{,}2}{1350} \left[\frac{N}{mm^2}\right]$$

$$= 80{,}4 \left[\frac{N}{mm^2}\right]$$

HUND 6 (Sechs - Wochen - Gruppe)

Das Biegemoment für beide Radii war 17,5 Nm.

	rechts	links
Lastspielzahl	$2{,}14 \cdot 10^6$	$1{,}87 \cdot 10^6$
e (Bruchstelle)	6,3 mm	6,5 mm
I (Bruchstelle)	1150 mm^4	1450 mm^4

Rechter Radius:

$$S \left[\frac{N}{mm^2}\right] = \frac{M \cdot e}{I} \left[\frac{N \cdot mm \cdot mm}{mm^4}\right]$$

$$= \underline{96{,}3 \left[\frac{N}{mm^2}\right]}$$

Linker Radius:

$$S \left[\frac{N}{mm^2}\right] = \frac{M \cdot e}{I} \left[\frac{N \cdot mm \cdot mm}{mm^4}\right]$$

$$= \underline{78{,}5 \left[\frac{N}{mm^2}\right]}$$

HUND 7 (Zwei - Wochen - Gruppe) :

Das Biegemoment für beide Radii war 16,2 Nm.

	rechts	links
Lastspielzahl	$2{,}0 \cdot 10^3$	$2{,}2 \cdot 10^3$
e (Bruchstelle)	7,6 mm	8,5 mm
I (Bruchstelle)	950 mm^4	1150 mm^4

Rechter Radius:

$$S \left[\frac{N}{mm^2}\right] = \frac{M \cdot e}{I} \left[\frac{N \cdot mm \cdot mm}{mm^4}\right]$$

$$= 129{,}6 \left[\frac{N}{mm^2}\right]$$

Linker Radius:

$$S \left[\frac{N}{mm^2}\right] = \frac{M \cdot e}{I} \left[\frac{N \cdot mm \cdot mm}{mm^4}\right]$$

$$= 119{,}7 \left[\frac{N}{mm^2}\right]$$

Die Ergebnisse bezüglich der Bruchspannung und der Lastspielzahl zeigen, daß der mehrbelastete Radius sowohl bei der Sechs - Wochen - als auch bei der Zwei - Wochen - Gruppe stets bei geringerer Bruchspannung brach als der normalbelastete. Der Zeitpunkt des Bruches war bei den verschiedenen Knochenpaaren teilweise sehr unterschiedlich - zum Teil brach der mehrbelastete Radius früher, zum Teil der normalbelastete - jedoch war die Differenz der Lastspielzahl zwischen rechtem und linkem Radius immer vernachlässigbar gering.

In der Kontrollgruppe waren nur äußerst geringfügige Unterschiede zwischen rechtem und linkem Radius bezüglich der Bruchspannung festzustellen.

Bei den beiden ausgewählten Knochenpaaren der Versuchsgruppen (Hund 6 und Hund 7) läßt sich deutlich erkennen, daß der mehrbelastete Knochen trotz höherer Trägheit und dichterer Knochenrinde nur unwesentlich früher bzw. später bricht, der Spannungsunterschied zum Zeitpunkt des Bruches jedoch wesentlich ins Gewicht fällt. Bei Hund 6 (Sechs - Wochen - Gruppe) hält der mehrbelastete Knochen nur etwa 80% der Spannung des normalbelasteten Knochens aus, bei Hund 7 (Zwei - Wochen - Gruppe) nur etwa 92%. Die Spannungsdifferenz bei der Kontrollgruppe (Hund I) betrug nur 1,8%.

Man muß erklärend hinzufügen, daß mechanische Exzentermaschinen die Meßergebnisse mit maschinenspezifischen Parametern beeinflussen können. Aus diesem Grunde sind unsere Ergebnisse aus dem Dauerschwingversuch nur dann mit anderen Ergebnissen zu vergleichen, wenn sie auf Maschinen mit gleichen Versuchsparametern ermittelt wurden.

4.6.2. Wöhlerkurve

Zur Verdeutlichung der Ergebnisse des Bruchtests wurden die Resultate des Dauerbiegeversuches in Form einer Wöhlerkurve dargestellt (Abbildung 37). Wöhlerkurven sind Schadenslinien für ein bestimmtes Material - in diesem Falle Knochen - bei denen der Spannungsausschlag als Funktion der Lastspielzahl wiedergegeben wird, wobei man sich einer halblogarithmischen Darstellung bedient.

Der zu Versuchsbeginn für jede Probe wirksame Spannungsausschlag - gemessen bei von Hand durchgedrehter Prüfmaschine - und die jeweils erzielte Bruchlastspielzahl bilden die Meßpunkte der sogenannten Wöhlerkurve.

Man muß erklärend hinzufügen, daß der Begriff "Wöhlerkurve für Knochen" nicht exact ist. Man erhält beim Wöhlerversuch (Dauerbiegeversuch) die Schadenslinie für ein bestimmtes Material nur durch wiederholte Messungen identischer Probekörper gleichen Materials. Für dieses genau definierte Material läßt sich dann eine Wöhlerkurve zeichnen, die Auskunft über das Bruchverhalten bei dynamischer Beanspruchung gibt. Die von uns ermittelte Wöhlerkurve wurde durch das Bruchverhalten mehrerer unterschiedlicher Knochen gewonnen. Da es eine einheitliche und homogene Substanz Knochen nicht gibt, ist die Darstellung durch eine Wöhlerkurve nur annähernd exact und eine große Streuung der Meßwerte ist zu erwarten (Abbildung 37).

Um eine genaue Auswertung vorzunehmen,müsste also von jedem Knochen bzw. jedem Knochenpaar eine Wöhlerkurve erstellt werden. Dies ist aufgrund der Versuchsbedingungen natürlich nicht möglich.

Um den Zusammenhang zwischen Lastspielzahl und Bruchspannung zu verdeutlichen, nehmen wir eine Wöhlerkurve für das Knochenpaar des Hundes 6 (Sechs - Wochen - Gruppe) als gegeben an (Abbildung 38). Anhand dieser angenommenen Wöhlerkurve läßt sich zeigen, daß der mehrbelastete Knochen bei einer anliegenden Spannung von 96,3 N/mm^2, wie sie dem normalbelasteten

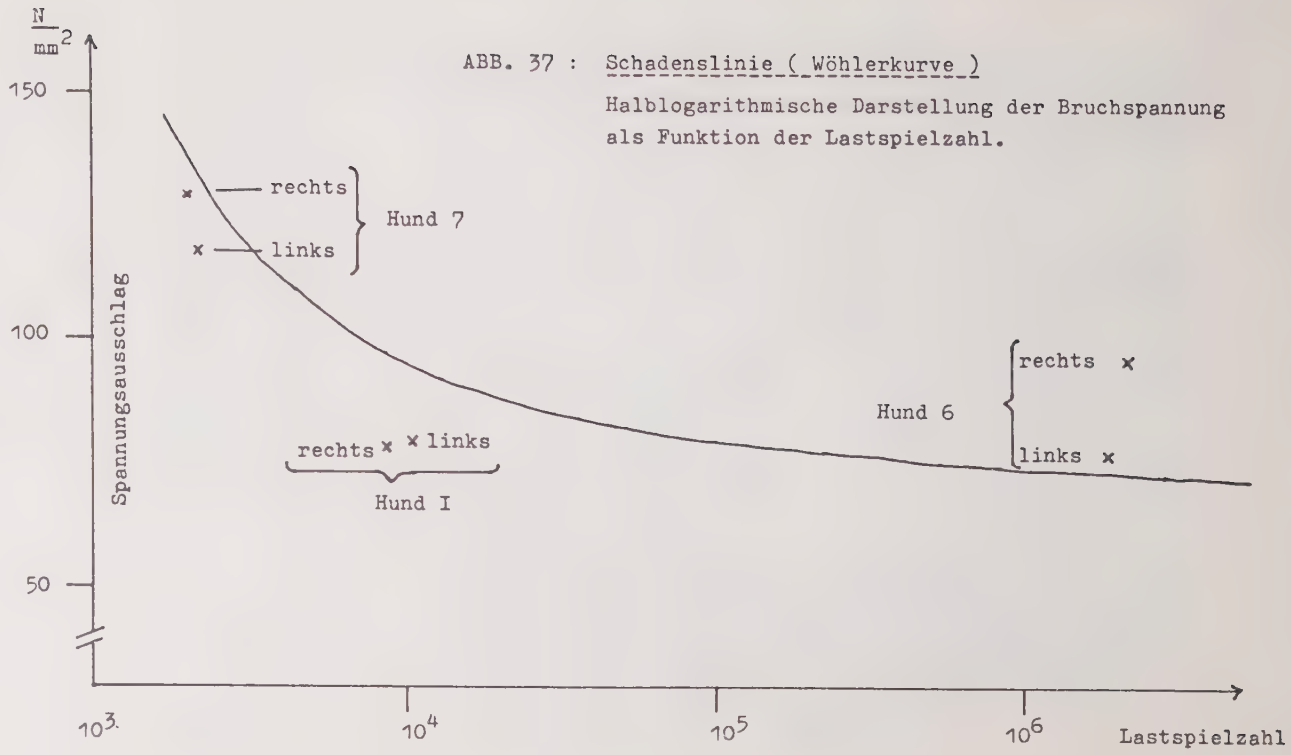
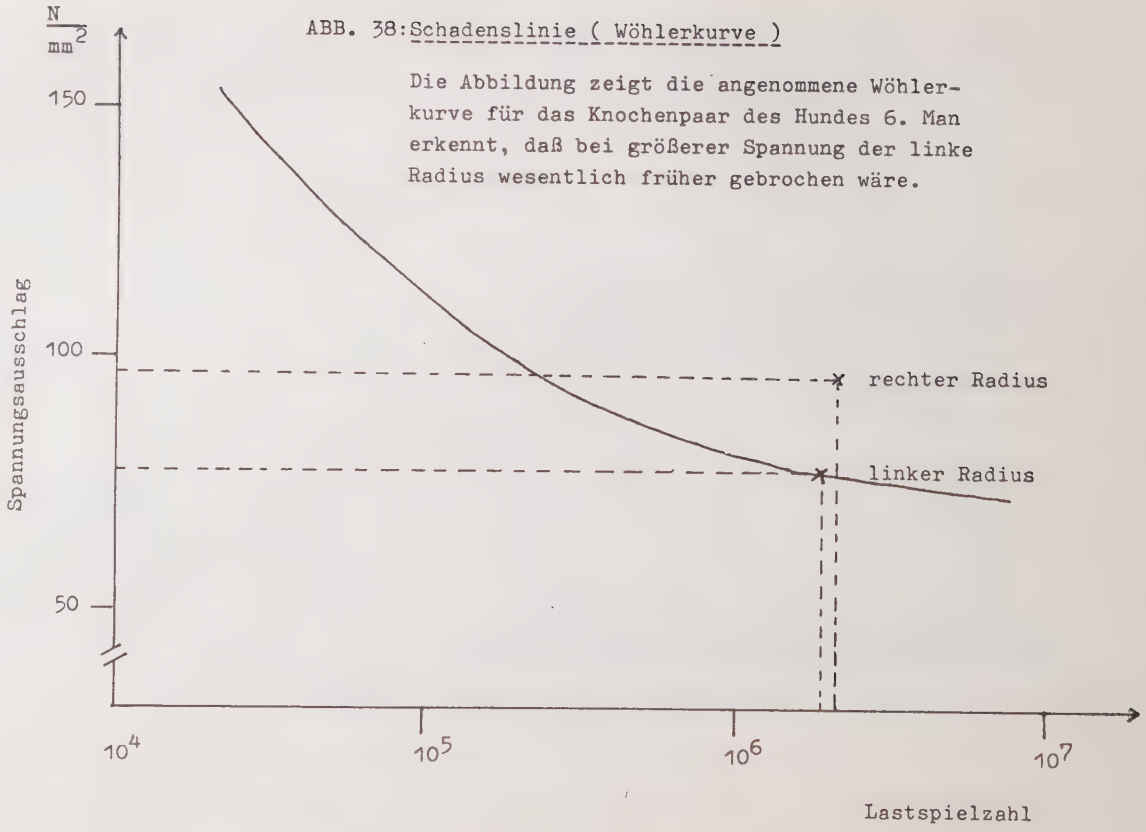


ABB. 37 : Schadenslinie (Wöhlerkurve)

Halblogarithmische Darstellung der Bruchspannung als Funktion der Lastspielzahl.

ABB. 38: Schadenslinie (Wöhlerkurve)

Die Abbildung zeigt die angenommene Wöhlerkurve für das Knochenpaar des Hundes 6. Man erkennt, daß bei größerer Spannung der linke Radius wesentlich früher gebrochen wäre.



Knochen beim Bruch anlag, bereits wesentlich früher gebrochen wäre.

Diese Ergebnisse zeigen, daß die mechanischen Eigenschaften der Knochen nach Mehrbelastung sich verschlechtern, obwohl neue Knochensubstanz angelagert wurde und Dichte und Trägheit des Knochens zugenommen haben. Sowohl nach einem Zeitraum von zwei Wochen als auch nach sechs Wochen zeigen sich diese Qualitätsverluste des Knochens.

Offensichtlich ist zu diesem Zeitpunkt der Mehrbelastung die Knochenmatrix noch nicht derart optimiert, daß sie die gleichen mechanischen Eigenschaften aufweist wie ein gewöhnlich belasteter Knochen.

Der Wöhlerversuch und die Wöhlerkurve geben allerdings nur Auskunft über das Bruchverhalten der Knochen bei dynamischer Beanspruchung, nicht aber über das Verhalten bei statischer Beanspruchung, etwa durch Druck.

5. DISKUSSION

Die in der vorliegenden Arbeit aufgeführten ersten Ergebnisse der Auswirkung von axialer Mehrbelastung auf den Röhrenknochen sind die Resultate von Untersuchungen eines Teils der 18 Hunde.

Sie lassen erkennen, daß sich Röhrenknochen gemäß ihrer funktionellen Beanspruchung umbilden. Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit dem Wolff'schen Gesetz, das besagt, daß jede Änderung der Belastung eines Knochens eine Änderung seiner inneren Struktur nach sich zieht. Vermehrte Beanspruchung erhöht die innere Belastung des Knochens, der darauf mit einer Zunahme der Kortikalisdicke und einer Verkleinerung der Markhöhle reagiert. Dies bestätigt die Ergebnisse von WOO et al. (1981), der eine signifikante Verkleinerung der Markhöhle bei Zunahme der Kortikalis fand.

Bei zunehmender Dauer der Mehrbelastung zeigt sich jedoch, daß die relative Kortikalisverdickung des mehrbelasteten Knochens im Vergleich zum normalbelasteten zurückging. Dies zeigt der Vergleich der Zwei - Wochen - Gruppe mit der Sechs - Wochen -

Gruppe. Als Adaptation an Mehrbelastung reagiert der Knochen sowohl mit Anlagerung als auch mit Abbau von Knochensubstanz. Diese Ergebnisse zeigen, daß sowohl die Intensität der Mehrbelastung, wie von KING und PENGELLY (1973), BOOTH und GOULD (1975), KIISKINEN (1977) und JONES et al. (1977) beschrieben, eine Auswirkung auf die Kortikalisdicke und -masse zu haben scheint als auch die Dauer der Mehrbelastung.

Die von uns gefundene Verkleinerung der Markhöhle als Beweis für eine endostale Reaktion des Knochens wurde von CHAMAY und TSCHANTZ 1972 beschrieben, als sie die Hypertrophie des Knochens nach Mehrbelastung als Ergebnis einer periostalen und endostalen Anlagerung aufzeigten. Auch WOO et al. (1981) kommen zu dem Ergebnis, daß sich der endostale Durchmesser des Knochens verkleinert, allerdings bei konstantem periostalen Durchmesser.

Die von uns gefundene Dichtezunahme im Bereich der Konkavseite des mehrbelasteten Knochens stimmt mit der klinischen Beobachtung überein, daß bei einem gebogenen Knochen oder einer abgewinkelten Fraktur der Knochen im Bereich der konkaven Region

wächst (LECHNER 1973). Bezüglich der Dichte sind unsere Ergenisse nicht mit denen von WOO et al. (1981) zu vergleichen, der im anterioren Quadranten des Knochens keine Dichteveränderung fand, wohl aber in den restlichen drei Quadranten, da die von WOO untersuchten Regionen des Knochens nicht mit unserer Unterteilung in Konvexität und Konkavität identisch sind.

Unsere Resultate bezüglich der Knochenstruktur bzw. der Knochenquantität bestätigen die Untersuchungen von JONES et al. (1977) und STEINBERG und TRUETA (1981), die eine Knochenhypertrophie als Reaktion auf Mehrbelastung zeigten. Es konnte ganz allgemein durch den Vergleich zwischen den untersuchten Tieren der Sechs - Wochen - Gruppe und denen der Zwei - Wochen - Gruppe gezeigt werden, daß neben Knochenanlagerung auch Knochenabbauvorgänge unter Mehrbelastung auftreten. Daß diese beiden Vorgänge parallel zueinander ablaufen, fanden auch LISKOVA und HERT (1971), die dies für den Bereich hoher bzw. niegriger Biegebeanspruchung nachwiesen.

Neben der quantitativen Veränderung konnten auch qualitative Unterschiede zwischen mehrbelastetem

und normalbelastetem Knochen aufgezeigt werden. Zum einen kann es, wie in unserem Versuch, zu Umbauvorgängen kommen, die als Versuch der funktionellen Anpassung aufzufassen sind, zum anderen kann die Folge der Mehrbelastung eine Ermüdungsfraktur sein, wie dies MÜLLER 1922 beschrieben hat. Das Auftreten der Ermüdungsfraktur ist die Folge einer Überlastung, während eine Mehrbelastung eine Anpassung des Knochens zur Folge hat. Diese funktionelle Anpassung ist nicht zu jedem Zeitpunkt der Mehrbelastung einer Qualitätsverbesserung gleichzusetzen. Dies zeigt sich daran, daß die Trägheit, die ein direktes Maß für die Steifigkeit des Knochens ist, unter Mehrbelastung zunimmt. Es wurde dargelegt, daß diese Zunahme der Steifigkeit einen Verlust an Elastizität bedeutet. Das heißt also, daß mit Zunahme der Steifigkeit die Qualität des Knochens abnimmt. Im untersuchten Zeitraum wurde der Qualitätsverlust mit Dauer der Mehrbelastung größer, was sich anhand der Trägheit und der Bruchspannung im Wechselbiegeversuch zeigen ließ. Die strukturellen Umbauvorgänge des Knochens unter Mehrbelastung bedeuten also zunächst keine Qualitätsverbesserung

bzw. keine Qualitätserhaltung bezüglich seiner mechanischen Eigenschaften. Die ursprüngliche Qualität scheint erst nach einem wesentlich längeren Zeitraum der Mehrbelastung wieder erreicht zu werden. Die Untersuchungen von WOO et al. (1981) konnten zeigen, daß nach einer zwölfmonatigen Mehrbelastung kein Qualitätsunterschied mehr festzustellen war zwischen mehrbelastetem und normalbelastetem Knochen, jedoch ein deutlicher Quantitätsunterschied.

Spannungsverlauf und Bruchverhalten bei dynamischer Beanspruchung weisen als Region von Knochenumbauvorgängen die Diaphyse auf. Zwar lassen sich auch im Bereich der Metaphysen Änderungen im Spannungsverlauf der mehrbelasteten Knochen nachweisen, jedoch sind diese Änderungen nicht so deutlich wie im Diaphysenbereich.

Auch strukturelle Unterschiede wie Knochendichte und Knochendicke treten im Bereich der Diaphyse am auffälligsten in Erscheinung. Dies bestätigen auch die Ergebnisse von KING und PENGELLY (1973) und CHURCHES et al. (1979).

6. ZUSAMMENFASSUNG

Die in der vorliegenden Arbeit beschriebenen Untersuchungen an Tierknochen wurden mit dem Ziele durchgeführt, die Auswirkung von axialer Mehrbelastung auf den Röhrenknochen zu ermitteln. Dazu wurde an einem Kollektiv von 12 Hunden eine Ulnateilresektion des linken Vorderlaufes durchgeführt. Sechs dieser Hunde wurden nach zwei Wochen, die übrigen sechs nach sechs Wochen getötet. Sechs weitere Hunde dienten als Kontrollgruppe.

Durch die Teilresektion der Ulna wurde eine isolierte Mehrbelastung des linken Radius erzielt ohne eine Instabilität der Extremität zu erzeugen.

Die nach Tötung der Tiere isolierten Radii jedes Hundes wurden mit Jilfe verschiedener Methoden untersucht. Ein Vergleich zwischen mehrbelastetem und normalbelastetem Knochen wurde nur zwischen den beiden Radii des gleichen Hundes angestellt.

Die Untersuchungsmethoden werden im einzelnen beschrieben und die ersten Ergebnisse im Sinne einer Pilotstudie dargestellt.

Die post operationem und prae mortem angefertigten Röntgenbilder der Vorderläufe zeigten keinen erkennbaren Unterschied zwischen normalbelastetem und mehrbelastetem Radius.

Der Versuch, durch szintigrafische Untersuchung eine Aktivitätsmehranreicherung des mehrbelasteten Radiusknochens im Seitenvergleich festzustellen, schlug ebenso fehl wie der Versuch, in-vivo-Messungen am mehrbelasteten Radius mittels Dehnungsmeßstreifen durchzuführen.

Die bei der in acht Millimeter Abständen durchgeführten Computertomographie der Radiusknochen in identischer Schichthöhe gewonnenen Querschnittsbilder zeigten einen deutlichen Dickenzuwachs der Knochenrinde des mehrbelasteten Knochens. Die exacte digitale Auswertung wies den größten Unterschied der Knochenrindenfläche im Diaphysen bereich sowohl bei der Sechs - Wochen - Gruppe als auch bei der Zwei - Wochen - Gruppe auf.

Die Flächenbestimmung der Markhöhle zeigte auf der Seite des mehrbelasteten Knochens eine deutlich kleinere Markhöhle, was auf eine belastungsabhängige Reaktion des Endostes hinweist.

Dichteuntersuchungen an der Konkav- und Konvexseite der Radii ergaben im Bereich des rechten normalbelasteten Radius keinen Dichteunterschied im Vergleich der konkaven zur konvexen Knochenseite. Dagegen zeigte sich an dem mehrbelasteten linken Radius bei beiden Hundegruppen bei allen untersuchten Tieren ohne Ausnahme, daß die Konkavseite tendenzmäßig dichter war als die Konvexseite, was auf die vermehrte Druckbelastung zurückzuführen ist.

Die Auswertung durch einen Computer nach Eingabe der Knochenquerschnitte über einen Digitalisierer führte zur Ermittlung der Kennwerte jedes Knochens. Diese Kennwerte erlaubten Rückschlüsse auf die mechanischen Eigenschaften der Knochen. Die Zunahme des maximalen Trägheitsmomentes der mehrbelasteten Knochen zeigte, daß die Steifigkeit des Knochens zu- und damit seine Qualität hinsichtlich mechanischer Beanspruchung abgenommen hatte. Bei gleichzeitiger Zunahme der Kortikalisdicke zeigte dies, daß Knochenumbauvorgänge als Adaptation an Mehrbelastung nicht unbedingt zu einer Qualitätsverbesserung bzw. Qualitätserhaltung führen.

Die nach den Kennwerten der Knochen aufgestellte Spannungskurve ergab, daß sich die Spannung in der Hauptbelastungsrichtung beim mehrbelasteten Knochen im Vergleich zum normalbelasteten Knochen verringerte, und zwar hauptsächlich im Bereich der Diaphyse. Die Abflachung der Spannungskurve zeigte an, daß ein bei mechanischer Beanspruchung zu erwartender Bruch bei geringerer Spannung auftritt als dies beim normalbelasteten Knochen der Fall ist.

Dies wurde auch im anschließenden Wechselbiegeversuch bestätigt. Der mehrbelastete Knochen brach zwar ungefähr zum gleichen Zeitpunkt wie der normalbelastete, jedoch war die Bruchspannung wesentlich geringer. Das heißt, bei gleicher Bruchspannung bricht der mehrbelastete Knochen früher, was ebenfalls ein Indiz für die Qualitätsabnahme unter Mehrbelastung ist. Offensichtlich ist zu dem von uns untersuchten Zeitpunkt der Mehrbelastung die Knochenmatrix noch nicht derart optimiert, daß sie die gleichen mechanischen Eigenschaften aufweist wie ein gewöhnlich belasteter Knochen. Dieser Zusammenhang konnte anhand der Wöhlerkurve eindeutig gezeigt werden.

Zusammenfassend kann man sagen, daß in dem untersuchten Zeitraum von zwei bzw. sechs Wochen die erzwungene Mehrbelastung eines Röhrenknochens zu einer deutlichen Zunahme in der Quantität bei gleichzeitigem Verlust an Qualität führt. Bevorzugte Region für die Änderung der strukturellen und mechanischen Eigenschaften ist die Diaphyse des Röhrenknochens.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. ALLISON,N. and BROOKS,B.:
Bone Atrophy. An experimental and clinical study of the changes in bone which result from non-use.
Surg. Gynecol. Obstet. 33: 250 - 260 (1921)

2. BASS,P. and WILEY,J.N.:
Contractile force transducer for recording muscle activity in unanesthetized animals
J. Appl. Physiol. 32: 567 - 570 (1972)

3. BOOTH,F.W. and GOULD,E.W.:
Effects of Training and Disuse on Connectiv Tissue
Exercise and Sports Science Reviews, 83 -112
Edited by J.F.Keogh. New York, Academic Press (1975)

4. BRENNWALD,J. und PERREN,S.M.:
In-vivo-Messung der belastungsabhängigen Knochendehnung
Helv. Chir. Acta 41: 455 - 457 (1974)

5. CHAMAY,A.:
Mechanical and Morphological Aspects of Experimental Overload and Fatigue in Bone
J. Biomechanics, 3: 263 - 270 (1970)

6. CHAMAY,A. and TSCHANTZ,P.:
Mechanical Influences in Bone Remodeling. Experimental Research on Wolff's Law
J. Biomechanics, 5: 173 - 180 (1972)

7. CHURCHES,A.E., HOWLETT,C.R., WALDRON,K.J., and WARD,G.W.:
The Response of Living Bone to controlled Time-Varying Loading: Method and Preliminary Results
J. Biomechanics 12: 35 - 45 (1979)

8. CHVAPIL,M., BARTOS,D., and BARTOS,F.:
Effect of Long-Term Physical Stress on Collagen Growth in the Lung, Heart, and Femur of Young and Adult Rats
Gerontologia, 19: 263 - 270 (1973)

9. COCHRAN,G.V.B.:
Implantation of Strain Gages on Bone In Vivo
J. Biomechanics, 5: 119 -123 (1972)

10. CURREY,J.D.:
Strength of Bone
Nature, Lond., 195: 513 - 514 (1962)

11. DALEN,N. and OLSSON,K.E.:
Bone Mineral Content and Physical Activity
Acta Orthop. Scandinavica, 45: 170 - 174 (1974)

12. DIEHL,K., HANSER,U. und HORT,W.:
Erfassung mechanischer Beanspruchung von Skeletteilen bei der Osteosynthese mittels Dehnungsmeßstreifen (Unter besonderer Berücksichtigung der direkten Messung am Knochen)
Medizinisch Orthop. Technik, 3: 72 - 74 (1975)

13. ENGSTRÖM,A. and AMPRINO,R.:
X-Ray Diffraction and X-Ray Absorption Studies of Immobilized Bones
Experienta, 6: 267 - 269 (1950)

14. EVANS,F.G. and BANG,S.:
Differences and Relationships Between the Physical Properties and the Microscopic Structure of Human Femoral, Tibial, and Fibular Cortical Bone
Am. J. Anat., 120: 79 - 88 (1967)

15. GEISER,M. and TRUETA,J.:
Muscle Action, Bone Rarefaction and Bone Formation. An Experimental Study
J. Bone Joint Surg., 40 B: 282 - 311 (1958)

16. GILLESPIE,J.A.:
The Nature of the Bone Changes Associated with Nerve Injuries and Disuse
J. Bone Joint Surg., 36B: 464 - 473 (1954)

17. GOODSHIP,A.E., LANYON,L.E., and McFIE,H.:
Functional Adaptation of Bone to Increased Stress
J. Bone Joint Surg., 539 - 546 (1979)

18. HERT,J., LISKOVA,M., and LANDRGOT,B.:
Influence of Long-Term , Continuous Bending on the Bone
Folia Morph.(Praha), 17: 389 - 399 (1969)

19. HOFFMANN,K.:
Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen - Technik: Der Dehnungsmeßstreifen (DMS), ein universelles Hilfsmittel der experimentellen Spannungsanalyse
Druckschrift VD 73004 (1973); Hottinger Baldwin Meßtechnik GmbH, Darmstadt.

20. HOFFMANN,K.:
Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik: Eine Einführung in die Dehnungsmeßstreifen - Technik anhand von Versuchsbeschreibungen.
Druckschrift VD 76005 (1976); Hottinger Baldwin Meßtechnik GmbH, Darmstadt

21. JONES,H.H., PRIEST,J.D., HAYES,W.C., TICHENOR,C.C., and NAGEL,D.A.:
Humeral Hypertrophy in Response to Exercise
J. Bone Joint Surg., 59A: 204 - 208 (1977)

22. KIISKINEN,A.:
Physical Training and Connective Tissues in Young Mice.-Physical Properties of Achilles Tendom and Long Bones
Growth, 41: 123 - 137 (1977)

23. KIISKINEN,A. and HEIKKINEN,E.:
Physical Training and Connective Tissues in Young Mice: Biochemistry of Long Bones
J. Appl. Physiol., 44: 50 - 54 (1978)

24. KING,D.W. and PENGELLY,R.G.:
Effect of Running on the Density of Rat Tibias (abstract)
Med. and Sci. in Sports, 5: 68 - 69 (1973)

25. KÜSSWETTER,W., PERMOOSER,F. und UNGETHÜM,M.:
Die Anwendbarkeit von Butylcyanoacrylat in der Biomechanik zur Applikation von Dehnungsmeß-streifen auf nativem Gewebe
Arch. Orth. Traum. Surg., 91: 217 - 221 (1978)

26. LANDRY,M. and FLEISCH,H.:
The Influence of Immobilisation on Bone Formation as Evaluated by Osseous Incorporation of Tetracyclines
J. Bone Joint Surg., 46B: 764 - 771 (1964)

27. LANYON,L.E. and SMITH,R.N.:
Measurements of Bone Strain in the Walking Animal
Res. Vet. Sci., 10: 93 - 94 (1969)

28. LANYON,L.E.:
In Vivo Bone Strain Recorded from Thoracic Vertebrae of Sheep
J. Biomechanics, 5: 277 - 281 (1972)

29. LANYON,L.E., HAMPSON,G.J., GOODSHIP,A.E., and SHAH,J.S.:
Bone Deformation Recorded In Vivo from Strain Gauges Attached to the Human Tibial Shaft
Acta Orthop. Scand., 46: 256 - 268 (1975)

30. LANYON,L.E.:
The measurement of bone strain "in vivo"
Acta orthop. belg., 42: 98 - 108 (1976)

31. LECHNER,F.:

Klinische Ergebnisse der elektrodynamischen Knochenbruchheilung
Nova Acta Leopoldina Nr. 223, Bd. 44 (1973)

32. LISKOVA,M. and HERT,J.:

Reaction of Bone to Mechanical Stimuli, part 2: Periosteal and Endosteal Reaction of Tibial Diaphysis in rabbits to intermittend loading
Folia Morph. (Praha) 19: 301 - 317 (1971)

33. LISSNER,H.R. and ROBERTS,R.:

The response of the Human Body to Impact
In: Biomechanics And Related Bioengeneering Topics, R.M. Kennedy (Hrsg.)
New York: Pergamon Press (1964)

34. MACK,P.B., LaCHANCE,P.A., VOSE,G.P., and VOGT,G.P.:

Bone Demineralization of Foot and Hand of Gemini-Titan IV, V and VII Astronauts During Orbital Flight
Am. J. Roentgenol. Radium. Ther. Nucl. Med. 100: 503 - 511 (1967)

35. MÜLLER,W.:

Experimentelle Untersuchungen über mechanisch bedingte Umbildungsprozesse am wachsenden und fertigen Knochen und ihre Bedeutung für die Pathologie des Knochens, insbesondere die Epiphysenstörungen bei rachitisähnlichen Erkrankungen.
Bruns' Beitr. klin. Chir., 127: 251 - 290 (1922)

36. NILSSON,B.E. and WESTLIN,N.E.:

Bone Density in Athletes
Clin. Orthop., 77: 179 - 182 (1971)

37. OBERBACH,K.:

Das Verhalten von Kunststoffen im Dauerschwingversuch
Kunststoffe, 55: 356 - 361 (1965)

38. PAUWELS,F.:

Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates
Springer. Berlin, 1965 .

39. PAUWELS,F.:

Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung
Z. Orthop., 111: 681 - 705 (1973)

40. RITTER,G., GRÜNERT,A. und WEIGAND,H.:

Experimentelle Untersuchungen über die axiale Druckbelastbarkeit von Röhrenknochen durch Steinmann - Nägel
Akt. Traumatol., 12: 96 - 102 (1982)

41. RÖSEMANN,R.:

Äußere Einflüsse bei Dehnungsmeßstreifen - Messungen
Zeitschrift "messen + prüfen/automatik", 12 (1975)

42. ROSENFELD,R., ROSENFELDOVA,A., STEIGLOVA,J., and KVAPILOVA,J.:

Effect of Exercise or Acceleration on Calcium Metabolism in Rats
Phys. Bohemoslovaca, 22: 195 - 199 (1973)

43. SAVILLE,P.D. and LIEBER,C.S.:

Effect of Alcohol on Growth, Bone Density and Muscle Magnesium in the Rat.
J. Nutr., 67: 477 - 484 (1965)

44. SAVILLE,P.D. and SMITH,R.E.:

Bone Density, Breaking Force, and Leg Muscle Mass as Functions of Weight in Bipedal Rats
Am. J. Phys. Antrop., 25: 35 - 39 (1966)

45. SAVILLE,P.D. and WHYTE,M.P.:

Muscle and Bone Hypertrophy - Positive Effect of Running Exercise in the Rat.
Clin. Orthop., 65: 81 - 88 (1969)

46. SMITH,R.E. and SAVILLE,P.D.:
Bone Breaking Stress as a Function of Weight Bearing in Bipedal Rats
Am. J. Phys. Anthrop., 25: 159 - 164 (1966)

47. STEINBERG,M.E., BUSENKELL,G.L., BLACK,J., and KOROSTOFF,E.:
Stress-Induced Potentials in Moist Bone in Vitro
J. Bone Joint Surg., 56A: 704 - 713 (1974)

48. STEINBERG,M.E. and TRUETA,J.:
Effects of Activity on Bone Growth and Development in the Rat
Clin. Orthop. Rel. Res., 156: 52 - 60 (1981)

49. TURNER,S., MILLS,E.J., and GABEL,A.A.:
Vivo Measurement of Bone Strain in the Horse
Am. J. Vet. Res., 36: 1573 - 1579 (1875)

50. WEICHERT,B.:
Dauerschwingversuch mit Zug-, Druck- und Biegebeanspruchung
Anwendungstechnische Informationen Bayer, Sparte Anwendungstechnik, 117/77; KL 47/43 (1980)

51. WOLFF,J.:
Das Gesetz der Transformation der Knochen
Berlin, A. Hirschwald (1892)

52. WOO,S.L.-Y., KUEI,S.C., AMIEL,D., GOMEZ,M.A., HAYES,W.C., WHITE,F.C., and AKESON,W.H.:
The Effect of Prolonged Physical Training on the Properties of Long Bone: A Study of Wolff's Law
J. Bone Joint Surg., 63A: 780 - 786 (1981)

DANK

Abschließend möchten wir Herrn Prof.Dr. K.-P.Schulitz für die Überlassung des Dissertationsthemas danken.

Besonders dankbar sind wir Herrn Dr. E.Hille für seine stets freundliche Unterstützung und hilfreichen Ratschläge und Bemühungen bei der Durchführung der Untersuchungen.

Herrn Prof.Dr. B.Ulrich danken wir herzlich für die Übernahme des Korreferats.

Für die freundliche Unterstützung bei den durchgeführten Untersuchungen möchten wir Herrn Dr. H.Teschner, den Mitarbeitern der Firma Bayer AG Leverkusen, insbesondere Herrn Dr. K.Oberbach und Herrn Heese sowie Herrn Prof.Dr. R.Jungblut und Herrn Prof.Dr. H.Vosberg und ihren Mitarbeitern danken, ohne die ein Zustandekommen der Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

LEBENSLAUF (Michael Frontzeck)

7. Sept. 1954	geboren in Recklinghausen als Sohn des Arztes Dr.med.W.Frontzeck und seiner Ehefrau Ingeborg, geb. Andresen.
1961 - 1965	Pestalozzi - Volksschule und Gemeinschaftsschule in Herten
1965 - 1968	Gymnasium Petrinum zu Recklinghausen
1968 - 1974	Evangelische Landesschule zur Pforte in Meinerzhagen
1974	Abitur
1974 - 1975	Wehr- und Zivildienst
1976	Praktikum an der Pathologie Rosenheim
1976	Immatrikulation im Fach Medizin an der Ruhr - Universität Bochum
1978	Ärztliche Vorprüfung Zum Wintersemester Immatrikulation an der Universität Düsseldorf
1980	Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
1981	Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
	Zur Zeit Student im Praktischen Jahr an den Krankenanstalten Neuss - Lukaskrankenhaus

LEBENSLAUF (Achim Kablitz)

1.7.1947	in Düsseldorf geboren als einziges Kind des Dipl.-Ing. Franz Kablitz und seiner Ehefrau Katharina, geb. Mackenthun.
1954 - 1958	Besuch der katholischen Volksschule an der Clarenbachstraße in Düsseldorf.
1958 - 1961	Besuch des Düsseldorfer Lessing - Gymnasiums
1961	Wohnsitzwechsel nach Neuss, damit verbunden Schulwechsel an das Städt. Theodor Schwann - Gymnasium
15.6.1968	Abitur
1.7.68 - 31.3.69	Wehrdienst
1.4.69 - 31.10.69	Zivildienst an den Universitätskliniken in Düsseldorf
Oktober 69 - März 76	Studium an der Albertus Magnus - Universität in Köln. Zunächst die Fächerkombination Physik/Chemie und dann den vorklinischen Teil des Faches Humanmedizin
April 1974	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
März 1976	Ärztliche Vorprüfung
April 76 - Juni 80	Klinische Ausbildung an der Heinrich Heine Universität zu Düsseldorf.
24.5.1978	Eheschließung mit Roswitha Kablitz, geb. Huhn
18.6.1980	Staatsexamen
1.8.80 - 30.9.81	Assistenzarzt für Chirurgie an den Krankenanstalten Neuss - Lukaskrankenhaus
Seit 1.10.1981	wissenschaftlicher Assistent an der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität Düsseldorf.